

Aus der Klinik für Radiologie und Nuklearmedizin
der Universität zu Lübeck
Direktor: Prof. Dr. med. Barkhausen

Digitale Tomosynthese in der muskuloskelettalen Bildgebung –

Einflussnahme verschiedener Akquisitionsparameter auf die Bildqualität und Quantifizierung ossärer Läsionen unter optimierten Aufnahmeparametern im Vergleich zum Konventionellen Röntgen und zur CT

Inauguraldissertation
zur

Erlangung der Doktorwürde
der Universität zu Lübeck

- Aus der Sektion Medizin -

vorgelegt von
Robert Duschka
aus Altdöbern

Hamburg 2019

Präsident: Univ. Prof. Dr. med. Gabriele Gillessen-Kaesbach

1. Berichterstatter: Priv.-Doz. Dr. med. Jan Peter Goltz

2. Berichterstatter: Prof. Dr. med. Benjamin Kienast

Tag der mündlichen Prüfung: 27.05.2019

Zum Druck genehmigt. Lübeck, den 27.05.2019

-Promotionskommission der Sektion Medizin-

Teilergebnisse der Arbeit wurden bereits veröffentlicht:

Vortrag:

Digitale Tomosynthese - Ein neues Verfahren zur Beurteilung degenerativer Gelenkveränderungen im Vergleich zum konventionellen Röntgen.

RL Duschka, P Bischoff, K May, Y Levakhina, TM Buzug, A Kovacs, P Hunold, J Barkhausen, FM Vogt. Jahrestagung Deutscher Röntgenkongress, RöFo - Fortschritte auf dem Gebiet der Röntgenstrahlen und der bildgebenden Verfahren 05/2012; 184(S 01). DOI:10.1055/s-0032-1311150

Poster:

Digital tomosynthesis: a fierce competitor to CR in examinations of small bones.

RL Duschka, P Bischoff, K May, Y Levakhina, TM Buzug, A Kovacs, P Hunold, J Barkhausen, FM Vogt. European Congress of Radiology (ECR), Scientific Assembly and Annual Meeting 2012. DOI: 10.1594/ecr2012/C-1514

Tomosynthesis: A Long Forgotten Imaging Tool becomes a Fierce Competitor to CR in Follow-up Examinations of Pathologies in Hands.

RL Duschka, Y. M. Levakhina, TM Buzug, P Hunold, J. Barkhausen, FM Vogt. Radiological Society of North America, Scientific Assembly and Annual Meeting; 2011

Für Karl-Heinz Lehmann.

1	EINLEITUNG	10
1.1	BEDEUTUNG DER RADIOLOGIE FÜR DIE MEDIZIN	10
1.2	STRAHLENSCHUTZ IN DER MEDIZIN.....	10
1.3	DIE BEDEUTUNG DER STUFENDIAGNOSTIK	11
1.4	DIE EINZELNEN BILDGEBENDEN VERFAHREN IM KURZEN ÜBERBLICK.....	12
1.4.1	<i>Die Planigraphie.....</i>	12
1.4.2	<i>Das konventionelle Röntgen.....</i>	13
1.4.3	<i>Die Computertomographie.....</i>	16
1.4.4	<i>Die Magnetresonanztomographie.....</i>	18
1.4.5	<i>Die Digitale Tomosynthese.....</i>	19
1.5	TOMOSYNTHESE IN DER MEDIZINISCHEN BILDGEBUNG.....	22
1.5.1	<i>Einordnung in den aktuellen medizinischen Kontext.....</i>	22
1.5.2	<i>Skelettale Bildgebung und Anforderungen an die Bildqualität.....</i>	22
1.5.2.1	Blurring, Ghost-Artefakte und Unschärfe der Grenzzone als Minderung der Bildqualität.....	23
1.5.2.2	Lokale Auflösung und Tiefenauflösung in der DT.....	23
1.5.2.3	Aufnahmeparameter und deren Einfluss auf die Bildqualität.....	24
1.6	PROBLEMSTELLUNG	24
1.7	DEFINIERT FRAGESTELLUNG UND ZIEL DER ARBEIT	25
2	MATERIAL UND METHODEN	26
2.1	STUDIENDESIGN, ETHIK UND GESETZESGRUNDLAGE	26
2.2	UNTERSUCHUNGSOBJEKTE	26
2.3	DURCHFÜHRUNG DER DATENAKQUISE	27
2.3.1	<i>Datenakquise in der Projektionsradiographie.....</i>	27
2.3.2	<i>Digitale Tomosynthese.....</i>	28
2.3.2.1	Begriffsdefinition.....	28
2.3.2.2	Akquirierung der Daten in der Digitalen Tomosynthese	28
2.3.2.3	Bildqualität in Abhängigkeit der variablen Lagerung der Hand auf der Detektorplatte.....	29
2.3.2.4	Bildqualität in Abhängigkeit von der Röhrenstromstärke.....	31
2.3.2.5	Quantifizierung der ossären Läsionen.....	32
2.3.3	<i>Computertomographie.....</i>	32
2.3.4	<i>Datenspeicherung und Nachbearbeitung.....</i>	32
2.3.5	<i>Nachverarbeitung</i>	33
2.3.6	<i>Gewährleistung der Datenqualität</i>	33
2.4	MESS- UND AUSWERTEMETHODEN.....	33
2.4.1	<i>Bewertung der Bildqualität in Abhängigkeit von der Objektlage auf dem Detektor</i>	34
2.4.2	<i>Bewertung der Bildqualität in Abhängigkeit der Röhrenstromstärke.....</i>	35
2.4.3	<i>Quantifizierung der Läsionen in den Modalitäten Röntgen, DT und CT.....</i>	36
2.5	STATISTISCHE ANALYSE.....	38
3	ERGEBNISSE	39
3.1	AKQUISE DER BILDDATEN.....	39
3.1.1	<i>Projektionsradiographie.....</i>	39
3.1.2	<i>Tomosynthese.....</i>	40
3.1.3	<i>Computertomographie.....</i>	41
3.1.3.1	Bildqualität in Abhängigkeit der variablen Lagerung der Hand auf der Detektorplatte.....	42
3.1.3.2	Bildqualität in Abhängigkeit von der Röhrenstromstärke.....	44
3.1.3.3	Vergleichende Quantifizierung der ossären Läsionen zwischen KR und CT	47
3.1.4	<i>Statistische Auswertung</i>	47

3.1.4.1	Bildqualität in Abhängigkeit der variablen Lagerung der Hand auf der Detektorplatte.....	47
3.1.4.2	Bildqualität in Abhängigkeit von der Röhrenstromstärke.....	54
3.1.4.3	Quantifizierung der ossären Läsionen.....	57
4	DISKUSSION	62
4.1	SYNOPSIS DER WICHTIGSTEN ERGEBNISSE	62
4.2	INTERPRETATION DER EIGENEN ERGEBNISSE	62
4.3	INTERPRETATION IM KONTEXT DER BISHERIGEN DATENLAGE	63
4.4	KLINISCHE BEDEUTUNG DER ERGEBNISSE.....	64
4.5	LIMITATIONEN DIESER ARBEIT	65
4.6	SCHLUSSFOLGERUNG	65
5	ABSCHLIEßENDE ZUSAMMENFASSUNG	67
6	LITERATURVERZEICHNIS	69
7	ANHANG	71
7.1	BESTÄTIGUNG DER ANZEIGE BEI DER ETHIKKOMMISSION DER UNIVERSITÄT LÜBECK.....	71
7.2	BESTATTUNGSGESETZ DES LANDES SCHLESWIG-HOLSTEIN.....	72
7.3	LAYOUT DER AUSWERTEBÖGEN FÜR CR, DT UND CT	74
7.3.1	<i>Auswertebogen CR.....</i>	74
7.3.2	<i>Auswertebogen DT.....</i>	75
7.3.3	<i>Auswertebogen CT.....</i>	76
7.4	ORIGINALGRAFIK „HANDKNOCHEN“ VON JULIUS ECKE UND ERLAUBNIS ZUR VERWENDUNG	77
8	DANKSAGUNGEN	78
9	LEBENS LAUF.....	79

Abkürzungsverzeichnis:

ALARA	As Low As Reasonably Achievable. Gemeint ist ein Prinzip des Strahlenschutzes und somit der Dosisersparung im Röntgen und bedeutet im Übertragenen: „So wenig Dosis wie möglich applizieren um eine ausreichende Bildqualität zu erreichen“.
BA	Bewegungsachse
BestattG	Bestattungsgesetz
ca.	circa
CT	Computertomographie
DICOM	„Digital Imaging and Communications in Medicine“, standardisiertes Dateiformat für Bilddateien in der Medizin
DIP	Distales Interphalangealgelenk
DT	Digitale Tomosynthese
IVP	Intravenöses Pyelogramm
KR	Konventionelles Röntgen
KV	Kilovolt (Einheit der Röhrenspannung)
mAs	Milliampairsekunde (Einheit der Röhrenstromstärke)
MCP	Os metacarpale (in Ergänzung mit römischer Nummerierung für den jeweiligen Strahl der Hand: z.B.: MCP II)
MRT	Magnetresonanztomografie
PIP	Proximales Interphalangealgelenk
RA	Rotationsachse
ROI	Region of interest (engl.), Region von Interesse
sog.	sogenannt
US	Ultraschall
versch.	verschiedene
X-Achse	durch die Lagerung des Untersuchungsobjektes festgelegte Achse in horizontaler Ebene

Y-Achse	durch die Lagerung des Untersuchungsobjektes festgelegte zweite Achse in horizontaler Ebene, senkrecht zur x-Achse
Z-Achse	durch die Lagerung des Untersuchungsobjektes festgelegte Achse in Längsrichtung, senkrecht zur Ebene, die durch x-und y-Achse festgelegt werden.

1 Einleitung

1.1 Bedeutung der Radiologie für die Medizin

Die Radiologie ist im Vergleich zu anderen medizinischen Fachrichtungen ein sehr junges Fachgebiet. Sie ist fester Bestandteil der Diagnostik und stellt somit wichtige Pfeiler für die initiale Therapieplanung und die Therapiekontrolle in der Behandlung von Krankheiten. Der Wichtigkeit der Radiologie als diagnostischer Zugewinn wird nicht zuletzt durch die Verankerung in den zahlreichen Leitlinien der unterschiedlichen medizinischen Fachrichtungen zur Behandlung diverser Erkrankungen Rechnung getragen.

Der stetig wachsenden Anzahl von Untersuchungen stehen Innovationen neuer und bestehender Modalitäten aber auch Anpassungen bestehender Untersuchungsprotokolle sowie Weiterentwicklungen von Software und Hardware gegenüber. Damit ist die Radiologie auch aktuell ein innovatives Fachgebiet in der Medizin. Die Einführung leistungsstärkerer Rechner und Speichermedien in Kombination mit der Digitalisierung der Bilddaten und entsprechender Software für die Nachverarbeitung haben dazu beigetragen, dass die akquirierten Bilddaten einer breiten Masse an Betrachtern zugeführt und individuell rekonstruiert werden können. Die Radiologie ist damit zu Recht ein gefestigter Bestandteil der modernen Medizin und nicht mehr wegzudenken.

1.2 Strahlenschutz in der Medizin

Die Strahlendosis ist eine Maßangabe für diejenige ionisierende Strahlung, die auf eine Materie einwirkt. Sie beschreibt die Dosisenergie und die Dosisleistung und ist eine Orientierung in der Risikobewertung von zu erwartenden stochastischen Strahlenschäden im Umgang mit sog. Strahlern, wie sie zum Beispiel im Röntgen zu finden sind. Um das Risiko möglichst gering zu halten ist die Dosisreduktion ein wesentlicher Ansatzpunkt im Strahlenschutz im Umgang mit Strahlern im klinischen Alltag und Bestandteil zahlreicher Studien [8, 17, 23]. Durch Neuerungen und anhaltende Weiterentwicklungen wie zum Beispiel im Bereich der digitalen Detektoren können moderne Geräte in der Computertomographie (CT) bereits heute eine Dosisreduktion durch die sogenannte Multi-Slice-Technik (Mehrzeilentechnik) erzielen. Zusätzlich kann die Einsparung von Dosis durch die stetige Optimierung der CT-Untersuchungs- und Kontrastmittelprotokolle [10, 28] erreicht werden.

Der wesentlichste Ansatzpunkt der Dosisreduktion ist das Handeln nach dem sogenannten ALARA-Prinzip ("As Low As Reasonably Achievable"). Sinngemäß bedeutet das den Verzicht auf diejenige bildgebende Modalität, die bei zusätzlich applizierter Strahlendosis keinen wesentlichen oder therapeutisch relevanten Informationsgewinn erzielen kann [18]. Folglich wird so die in dem gesamten Patientenkollektiv applizierte Strahlendosis minimiert. Konsequenterweise wird die Überlegung zur Verwendung von Röntgenstrahlen vor jeder Untersuchung erneut getätigt. Das Resultat ist die Stufendiagnostik, deren erste Stufe häufig das konventionelle Röntgen (KR) darstellt. Je nach Verfügbarkeit und aufbauender Fragestellung wird im nächsten Schritt in der Indikationsprüfung zwischen den Modalitäten CT und Magnetresonanztomographie (MRT) unterschieden.

1.3 Die Bedeutung der Stufendiagnostik

Um eine vielfältige und dem Patienten gerechte und individuelle Bildgebung und damit Diagnostik zu gewährleisten stehen dem Radiologen verschiedene Geräte zur Verfügung, die sich in Größe, Komplexität, Strahlenintensität oder Verfügbarkeit (um nur wenige Merkmale zu nennen) zum Teil deutlich unterscheiden. Die am häufigsten verwendeten Modalitäten sind das konventionelle Röntgen, die CT und schließlich auch die MRT, in absteigender, flächendeckender Verfügbarkeit. Der Ultraschall (US) und die Durchleuchtungsbildgebung spielen in der muskuloskelettalen Bildgebung, insbesondere der des Skelettsystems nur eine eher untergeordnete Rolle und finden bis auf wenige Ausnahmen kaum Verwendung im Vergleich zu den Modalitäten KR, CT und MRT.

Ein zusätzlicher, nicht unerheblicher Punkt, der in der aktuellen Patientenbetreuung zunehmend wichtiger wird, ist der steigende Druck wirtschaftlich in der Patientenversorgung zu arbeiten. Untersuchungskosten und Untersuchungsdauer stehen hier nicht selten im Gegensatz zur Aussagefähigkeit. So erlaubt die Schnittbilddiagnostik eine in vielen Fragestellungen deutlich höhere Aussagefähigkeit als zum Beispiel das kostengünstigere Röntgen, insbesondere in der Bildgebung der Hände [26, 34]. Um dem Strahlenschutz gerecht zu werden hat sich die Einhaltung der Stufendiagnostik etabliert und bewährt, die mittlerweile ebenso Einzug in Leitlinien und Konsensuspaper gefunden hat.

Folglich ist die Stufendiagnostik auch in der Skelettradiologie etabliert. Die initiale Bildgebung erfolgt bis auf wenige Ausnahmen stets im konventionellen Röntgen, mit niedriger Dosisapplikation. Bereits hier ist die Beantwortung der meisten Fragestellungen möglich.

Insbesondere Frakturen und Luxationen sind, sofern nicht komplex oder mit Gelenkbeteiligung im Röntgen schon in den meisten Fällen ausreichend beurteilbar. Darüber hinaus sind auch degenerative Veränderungen, wie man sie von Arthritiden oder degenerativen Veränderungen kennt, präzise zu beurteilen. So lassen sich bereits kleinste Erosionen an den Gelenkflächen nachweisen. Eine weitere Anwendung ergibt sich in der Bildgebung von Knochentumoren, da z.B. die kortikalen Reaktionen im CT und in der MRT oft nicht so aussagekräftig zu beurteilen sind wie im KR. Hier erlaubt die Darstellung der jeweiligen Läsion im Röntgen oft schon die Festlegung auf die entsprechende Diagnose. Weitere Anwendungen des Röntgens unter Einhaltung der Stufendiagnostik und der Strahlenhygiene sind die Verlaufsaufnahmen zur Beurteilung von Materiallagen und Frakturheilungen.

Bei bekannten sog. höhergradigen Traumata oder unklaren Röntgenbefunden erfolgt die erweiterte Schnittbilddiagnostik im CT und MRT. Bei zusätzlichen Untersuchungen sollte die dem Patienten applizierte zusätzliche Strahlendosis durch einen zusätzlichen Informationsgewinn und/oder durch die therapeutische Relevanz gerechtfertigt werden. Gemessen an der Fragestellung und dem zu erwartenden Informationsgewinn muss die Indikation des applizierten Dosisplus durch den Radiologen für jede Untersuchung gesondert geprüft und freigegeben werden. Die Wahl soll hier jeweils auf die diagnostische Methode fallen, die gemäß der Fragestellung mit der geringeren applizierten Strahlendosis einhergeht. Aufgrund der Verfügbarkeit der CT wird diese Modalität in der Akutdiagnostik knöcherner Verletzungen oftmals der MRT vorgezogen. In der Diagnostik okkult knöcherner Verletzungen haben sowohl die MRT als auch die CT einen festen Stellenwert in der Traumadiagnostik [9, 22, 26, 33].

1.4 Die einzelnen bildgebenden Verfahren im kurzen Überblick

1.4.1 Die Planigraphie

Die Planigraphie ist eine hochauflösende Form der Schnittbildgebung die bei bedingter Tiefenauflösung eine sehr hohe Ortsauflösung in der zweidimensionalen Ebene erreicht. Sie ist ein Vorreiter der modernen Digitalen Tomosynthese (DT) und geht zurück auf die Symbiose aus Röntgen und Tomographie. Die Grundlagen der Tomosynthese wurden bereits in den 1920er Jahren mit der Etablierung der Planigraphie geschaffen. Im Jahr 1931 etablierte

Ziessens de Planes die Verwischungstomographie [35] als eine Variante der Planigraphie. Die zunächst sehr aufwendige und initial noch nicht automatisierte Röntgenprozedur mit der anschließenden Nachbearbeitung der einzeln angefertigten Filmaufnahmen resultierte zunächst in einer eingeschränkten Verwendung dieser Methode [13]. Das Fehlen schneller digitaler und hochauflösender Detektoren, die eine digitale Verarbeitung der Röntgenbilder ermöglichten, verhinderte eine flächendeckende Einführung der Tomosynthese in der Anfangszeit [13]. Die einschränkenden Bildqualitätsmerkmale wie z.B. das Blurring, eine Unschärfe anatomischer Strukturen außerhalb der Fokusebene, sind auch aktuell noch als limitierende Faktoren dieser Methode zu beachten [13, 24]. In den 70er Jahren folgten CT [13] und später auch die MRT. Die Planigraphie verschwand zunächst aus der klinischen Routine. Die Einführung von modernen Flat Panel Detektoren führte zu einer Neuentdeckung der Methode, was sich in der Durchführung zahlreicher Studien der Bildgebung von Lunge und weiblicher Brust widerspiegelte [2, 3, 4, 5, 6, 15, 19].

1.4.2 Das konventionelle Röntgen

Das KR stellt die einfachste Art der Bildgebung dar und ist zeitgleich auch die am weitesten verbreitete Anwendung in der skelettalen Bildgebung. Vorteilhaft für den flächenhaften Einsatz wirken sich auch die im Vergleich zu den übrigen Großgeräten, z.B. CT und MRT, relativ geringen Anschaffungskosten aus. Außerdem halten sich notwendige bauliche Anforderungen im klinischen Einsatz im Rahmen. Aufgrund des einfachen Aufbaus des Systems und der Tatsache, dass die Patienten für die Bildgebung nicht speziell vorbereitet werden müssen, ist das KR nahezu uneingeschränkt einsetzbar. Für die Beantwortung eines Großteils an klinischen Fragestellungen aus dem MSK-Segment reichen Projektionsaufnahmen in 2 Ebenen aus.

Im Röntgen durchdringen die Röntgenstrahlen den Körper in einer durch die Lagerung festgelegten Richtung. Es entstehen projektionsradiografische Summationsbilder ohne Tiefenauflösung. In einer Vakuumröhre werden zwischen einer Glühkathode und einer Drehanode Hochspannungen zwischen 25kV und 150 kV angelegt. Von der Glühkathode ausgehend werden Elektronen zur Anode ausgesandt. Beim Auftreffen auf die Anode entstehen kurzwellige elektromagnetische Schwingungen, die Röntgenstrahlen. Da ein Großteil (ca. 99%) der Energie beim Auftreffen auf der Anode in Wärme umgewandelt wird, muss die Anode diesen Anforderungen gerecht werden. Deshalb sind heutige Anoden zumeist rund und drehbar gelagert und zusätzlich aus z.B. wärmeleitfähigem Wolfram, um die

Ableitung der Wärme zu ermöglichen und somit die Lebensdauer der Röntgenröhre zu verlängern. Durch eine kleine strahlendurchlässige Öffnung treten die Röntgenstrahlen in gezielter Richtung aus und durchdringen das Untersuchungsobjekt in vorgegebener Richtung. Der Aufbau einer Röntgenröhre und die Entstehung von Röntgenstrahlen werden in Abb. 1 schematisch dargestellt.

Durch den Einsatz von Streustrahlenrastern kann eine zusätzliche Erhöhung der Bildschärfe erreicht werden. Neuere Systeme arbeiten überwiegend mit modernen digitalen Detektoren, was in einer verbesserten Ausbeute zwischen applizierter Dosis und Bildqualität resultiert. Ein weiterer Vorteil dieser Systeme liegt darin, dass die Bilder sofort digitalisiert werden. Auch eine Über- bzw. Unterbelichtung, wie man sie von Filmkassettenaufnahmen kennt, gibt es in der digitalisierten Bildgebung nicht mehr. In der Abb. 2 wird die Entstehung eines Summationsbildes im Röntgen schematisch dargestellt. Es wird ersichtlich, worin die Schwachpunkte des Röntgens liegen. Anders als in der Schnittbildgebung gibt es keine Tiefenauflösung, die anatomischen Strukturen werden in eine gemeinsame Bildebene projiziert und überlagern sich gegenseitig, wodurch die einzelnen anatomischen Strukturen schlechter voneinander differenziert werden können. Für die Beantwortung der meisten muskuloskelettalen Fragestellungen ist diese relative Minderung der Aussagekraft jedoch nicht relevant, da insb. disloziert stehende Frakturen oder kortikale Aufwerfungen im Röntgen beurteilbar sind.

Das Röntgen ist somit die Methode der ersten Wahl, wenn es um die Beurteilung von unkomplizierten Frakturen oder Luxationen sowie um Veränderungen von Gelenken, insbesondere degenerativer oder erosiver Genese geht. Auch die postoperative Stellungskontrolle oder die Verlaufsbeurteilung von Frakturen wird mittels konventioneller Röntgenaufnahmen regelmäßig durchgeführt. Die hohe Detailgenauigkeit in der Abbildung ossärer Strukturen ist ein entscheidendes Kriterium für die Verwendung des Röntgens. Kleine und feinste Frakturen insbesondere der Hand, z.B. des Kahnbeins, sind im KR häufig nur unzureichend nachweisbar, so dass eine ergänzende CT notwendig werden kann.

Abbildung 1: Aufbau einer Röntgenröhre

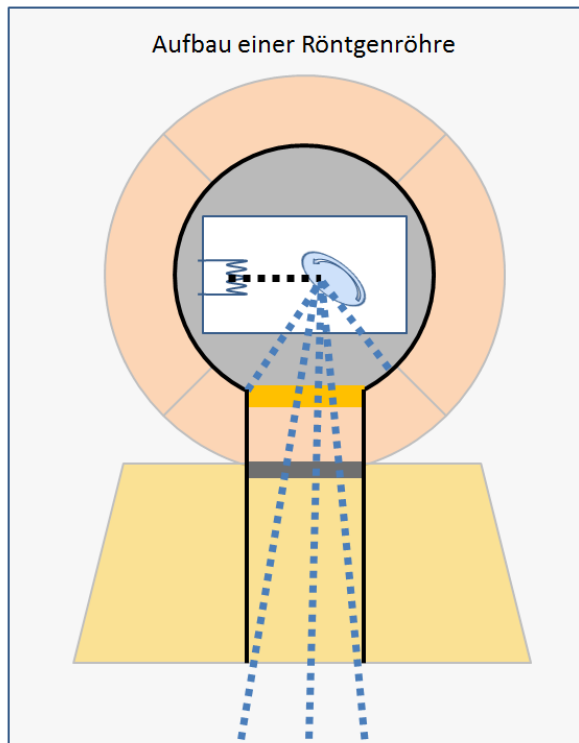


Abb. 1: Die Darstellung zeigt den schematischen Aufbau einer Röntgenröhre. An der Kathode werden Elektronen (gestrichelte Linie in schwarz) freigesetzt. Sie treffen mit hoher Geschwindigkeit im Brennfleck auf die Drehanode (hellblau) und setzen Röntgenstrahlen frei (gestrichelte Linie in dunkelblau). Die Röntgenstrahlen verlassen die Röntgenröhre durch das Strahlenaustrittsfenster (orange) und den nachgestellten Aufhärungsfilter (dunkelgrau). Der Bildausschnitt wird durch Bleiblen (schwarze durchgezogene Linien) begrenzt.

Abbildung 2: Schematische Darstellung der Bildentstehung im Röntgen

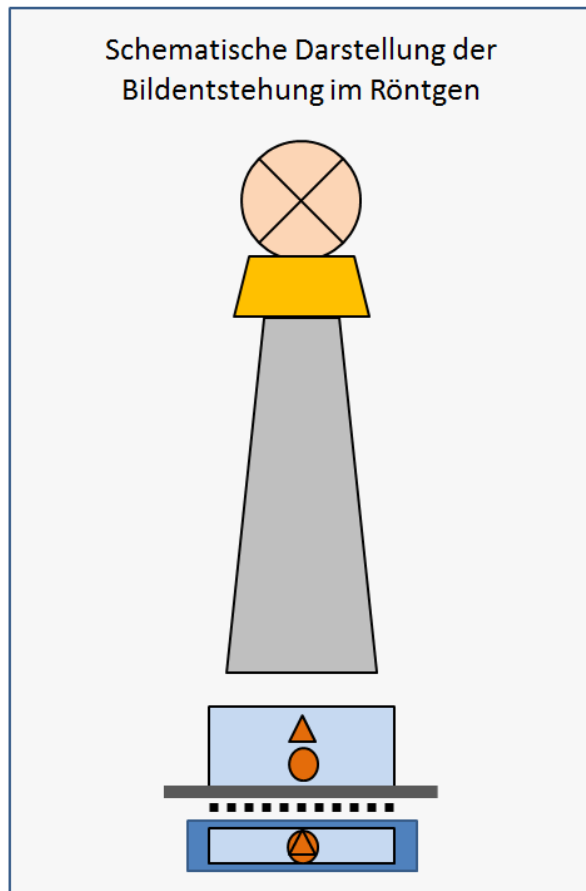


Abb. 2: Das Schema zeigt die Bildentstehung im Röntgen. Die Röntgenstrahlen durchdringen zunächst das Objekt (hellblaues Rechteck). Nach Passage des Streustrahlenfilters (gestrichelte Linie) entsteht im Detektor (dunkelblaues Rechteck) das Summationsbild. Eine Tiefenauflösung gibt es nicht. Die Strukturen des ursprünglichen Objekts (Kreis und Dreieck) aus dem Objekt legen sich im Röntgenbild (unteres hellblaues Rechteck) übereinander.

1.4.3 Die Computertomographie

In der CT rotiert eine Röntgenröhre unter stetigem Tischvorschub um das Untersuchungsobjekt (Abb. 3). Nach der Untersuchung resultiert nach erfolgter Rekonstruktion des Absorptionsspektrums ein vollständiger dreidimensionaler Datensatz, der uneingeschränkt nachverarbeitet und multiplanar rekonstruiert werden kann. Die CT bietet hierbei eine sehr hohe Ortsauflösung in x-, y- und z-Richtung. Die Funktionsweise des CT ist grob vereinfacht und wie folgt zu erklären:

Aufgrund des stetigen Tischvorschubes in Längsrichtung rotiert eine Röntgenröhre um das zu untersuchende Objekt in der x-y-Ebene. Dabei entsteht ein lückenloses spiralförmiges Absorptionsspektrum des Untersuchungsobjektes. Die kontinuierliche Erfassung der Absorption in Abhängigkeit der Position des Detektors auf der Kreisbahn innerhalb der Gantry erlaubt die ortsgenaue Zuordnung einzelner anatomischer Strukturen innerhalb des Untersuchungsobjektes in der jeweiligen Ebene. Die Umrechnung des Röntgenspektrums in

eine dreidimensionale anatomische Bildinformation mit unterschiedlichen Dichtewerten in der Grauwertskala geschieht mit Hilfe moderner Rechensysteme binnen Sekunden. Auf die Applikation eines jodhaltigen Kontrastmittels zur Erhöhung der Kontrastausbeute kann in der skelettalen Bildgebung weitestgehend verzichtet werden.

Die CT ist in der Bildgebung des Skelettsystems nahezu unschlagbar. Negativ auf den flächenhaften Einsatz wirkte sich in der Vergangenheit die im Vergleich zum Röntgen relativ hohe Strahlendosis aus. Neuerungen auf dem Gebiet der Detektorsysteme und die Implementierung der Mehrzeilendetektortechnik gewährleisteten nicht nur kürzere Untersuchungszeiten, sondern ermöglichen auch eine Reduktion der applizierten Dosis. Low-dose Protokolle (Niedrigdosisprotokolle) sorgen für die Reduzierung der applizierten Strahlendosis und sind Gegenstand aktueller Studien.

Die Indikation wird aus Gründen der Strahlenhygiene streng gestellt. Die Verwendung der CT, insbesondere in der Traumatologie erklärt sich durch den vollständigen dreidimensionalen Datensatz. Allerdings kommt die CT nicht routinemäßig als Methode der ersten Wahl zum Einsatz. Als Indikationen gelten heute das Vorliegen komplexer Frakturen oder Frakturen mit Gelenkbeteiligung, jeweils zur operativen Planung. Weitere Indikationen sind die Bildgebung polytraumatisierter Patienten oder das Vorliegen von indirekten Frakturzeichen im Röntgen ohne tatsächlichen Nachweis einer Fraktur. Besonders letzteres ist eine Indikation in der die CT ihre hochauflösenden Stärken ohne Summationseffekte, wie man sie aus dem Röntgen kennt, ausspielen kann. In der Notfalldiagnostik von höhergradigen Traumata ist die CT aufgrund der Verfügbarkeit und der schnellen Datenakquise ebenfalls die Methode der ersten Wahl. Grund sind die schnelle Datenakquise und die exakte Beurteilbarkeit des Skeletts und der Weichteile. Damit trägt die CT wesentlich zur Indikationsstellung von zum Beispiel sofortigen Notoperationen bei. Auch in der Planung des operativen Procederes elektiver Eingriffe ist sie wegen der Möglichkeit der verlustfreien dreidimensionalen Rekonstruktion, insbesondere komplexer Frakturen mit Gelenkbeteiligung und der Detektion kleinster dislozierter Fragmente, die Methode der Wahl. Bereits präoperativ ist die Stellung einzelner Frakturfragmente somit exakt beurteilbar und kann dem Operateur helfen sich auf die OP entsprechend vorzubereiten. Kleinste und diffuse Infraktionen der Trabekelstruktur bei erhaltener Kortikalis waren bislang in der CT nicht nachweisbar. Hierzu war bis vor kurzem noch die ergänzende Bildgebung in der MRT notwendig. Neuere Studien und

Weiterentwicklungen von Untersuchungsprotokollen belegen allerdings auch eine Detektierbarkeit von Knochenmarködemen im CT [27].

Abbildung 3: Funktionsprinzip des CT

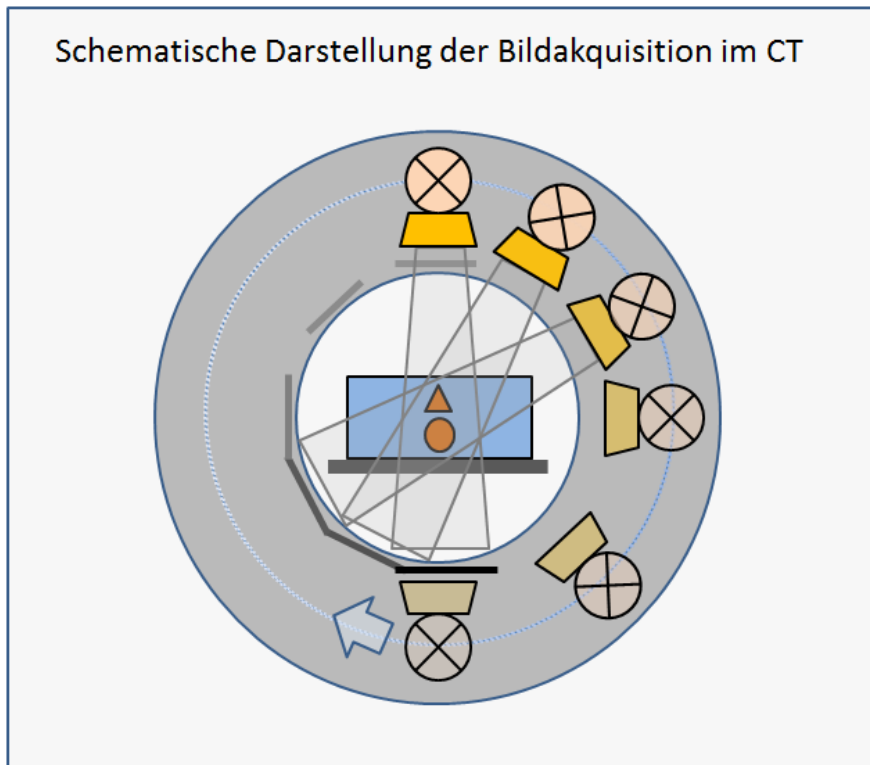


Abb. 3: Die schematische Darstellung zeigt das Untersuchungsobjekt innerhalb der Gantry eines Computertomographen. Der Detektor (schwarz) und die Röntgenröhre rotieren kontinuierlich und um 180 Grad versetzt um das Untersuchungsobjekt. Die unterschiedlichen Positionen während einer Rotation um 180 Grad von 360 Grad wurden durch eine Farbverblässung veranschaulicht. Das Röntgenspektrum, welches bereits über einen Winkel von 180 Grad akquiriert wird erlaubt die dreidimensionale Rekonstruktion der Rohdaten.

1.4.4 Die Magnetresonanztomographie

Die MRT ist eine strahlungsfreie Form der Bildgebung und hat ihre Vorteile im ausgezeichneten Weichteilkontrast. Sie ermöglicht die sichere Detektion von Knochenödemen bei Verletzungen des Trabekelwerkes, zum Beispiel im Ausschluss akuter Sinterungen der Wirbelkörper aber auch Verletzungen des Muskel- und Bandapparates. Grundlegendes Prinzip ist die Ausrichtung geladener Teilchen, speziell Protonen im Magnetfeld. Grob vereinfacht kann man die Bildentstehung wie folgt erklären. In einem

statischen Magnetfeld richten sich die Protonen (Wasserstoffatomkerne) entlang des Magnetfeldes aus. Werden diese Atomkerne nun zusätzlich angeregt und aus dem Gleichgewicht gebracht, dann ist es ihr Bestreben sich wieder in die ursprüngliche Ausrichtung zu relaxieren. Je nach Zusammensetzung des Gewebes resultieren so gewebetypische Relaxationszeiten, die eine sogenannte Resonanzantwort in Empfangsspulen induzieren. Der folglich in den Empfangsspulen induzierte Strom kann gemessen und in einen dreidimensionalen Datensatz rekonstruiert werden. Anders als in der CT kann der Datensatz nicht beliebig nachbearbeitet und rekonstruiert werden, was üblicherweise in längeren Untersuchungszeiten resultiert. Schließlich müssen je nach Fragestellung verschiedene Sequenzen geschaltet und nacheinander akquiriert werden.

Für die Beantwortung rein skelettaler Fragestellungen hat sich die MRT nur sehr eingeschränkt bewährt, da sie sich nicht zuletzt aufgrund langer Untersuchungszeiten und hoher Untersuchungskosten für die Routinebildgebung als Methode der ersten Wahl nicht eignet. Die nur sehr mäßige Auflösung der kortikalen Strukturen resultiert, bis auf wenige Ausnahmen in einer eher untergeordneten Verwendung der MRT in der Knochendiagnostik, wie z.B. in der Diagnostik von Knochenödemen bei röntgenokkulten Frakturen. Für die Beantwortung von Fragestellungen die die Weichteile oder den Bandapparat betreffen ist es indessen umgekehrt; hier ist die MRT die Methode der ersten Wahl. Aufgrund der untergeordneten Bedeutung speziell kortikaler Fragestellungen wird an dieser Stelle nicht weiter auf die MRT eingegangen.

1.4.5 Die Digitale Tomosynthese

Die Digitale Tomosynthese ist, so wie wir sie heute kennen, als hochmoderne und vollautomatisierte Weiterentwicklung der bereits in Vergessenheit geratenen und arbeitsaufwendigen Planigraphie zu verstehen. Möglich wurde dies erst mit der Etablierung von Rekonstruktionsalgorithmen in den 1980er Jahren. Erstmals war es möglich, Blurring-Artefakte zu reduzieren [12, 14, 29]. Zunächst erfolgte die Rekonstruktion noch recht aufwendig und sekundär auf der Grundlage eingescannter analoger Filmaufnahmen. Der Arbeitsaufwand machte ein Revival der Planigraphie bei bereits etablierten Konkurrenzsystemen wie KR, MRT und CT erneut unmöglich.

Erst mit der Entwicklung hochleistungsfähiger digitaler Detektoren und entsprechend leistungsstarker Rechenkerne zur Rekonstruktion der Studien wurde die DT in den 1990er

Jahren etabliert und erneut interessant. Die vollautomatisierten Scanzeiten wurden auf wenige Sekunden reduziert und die anschließenden Rekonstruktionen wurden ebenfalls vollautomatisiert durchgeführt und dauerten je nach Größe des Untersuchungsvolumens zum Teil nur wenige Sekunden. Folglich rückte die DT wieder in den Fokus des Interesses und somit auch in den Fokus der Forschung.

Das Prinzip der Bilderzeugung hat sich dabei nicht verändert. Die Projektionsbilder werden mittels einer beweglichen Röntgenröhre erzeugt. Heute existieren drei unterschiedliche Bewegungsarten der Röntgenröhre, von denen aufgrund der Verfügbarkeit zu dieser Studie nur auf eine weiter eingegangen wird:

Die einfachste Art der Bewegung ist die sogenannte „parallel-path motion“ (nicht gezeigt) in der die Röntgenröhre parallel zum Untersuchungsobjekt und dem Detektor bewegt wird. Sie fand ursprünglich Anwendung in der abdominalen Bildgebung z.B. bei der Durchführung von IVP's, den intravenösen Pyelogrammen. Eine weitere Anordnungsmöglichkeit ist die „partial-isocentric motion“. Sie findet ihre Anwendung überwiegend in der Bildgebung der Mamma, der Mammatomosynthese, z.B. in der fokussierten Darstellung suspekter Befunde der herkömmlichen Mammographie. Das Untersuchungsobjekt liegt dem Detektor auf und wird dort fixiert. Die Röntgenröhre durchläuft einen festgelegten Schwenkbereich zwischen 11 und 60 Grad (je nach Hersteller) um den nicht beweglich gelagerten Detektor (Abb. 4) [13, 30] und generiert dabei die Röntgenaufnahmen, die anschließend rekonstruiert werden. Die Abbildung 4 ist der Abbildung 2b aus der Arbeit „Tomosynthesis imaging: at a translational crossroads“ [13] nachempfunden und wurde für diese Arbeit ergänzt.

Als dritte Art der Akquisition der Einzelaufnahmen gilt die „full-isocentric motion“ (nicht gezeigt). Hierbei rotieren Röntgenröhre und Detektor gleichermaßen um das Untersuchungsobjekt.

In allen Systemen entstehen mehrere Low-dose-Summationsbilder. Der rekonstruierte Stapel liefert eine herausragende Auflösung in x-y-Richtung mit zusätzlicher Tiefenschärfe in z-Richtung. Allerdings handelt es sich bei den rekonstruierten Schichtbildern nicht um einen vollständigen dreidimensionalen Datensatz, der in allen Richtungen frei rekonstruierbar ist. Diese Art der Nachbearbeitung bleibt dem CT weiterhin vorbehalten. Basierend auf der Art der Durchführung und der Auflösung in den drei Richtungen ist die Tomosynthese dem CT jedoch ähnlicher als dem konventionellen Röntgen.

Abbildung 4: Bildentstehung in der Tomosynthese

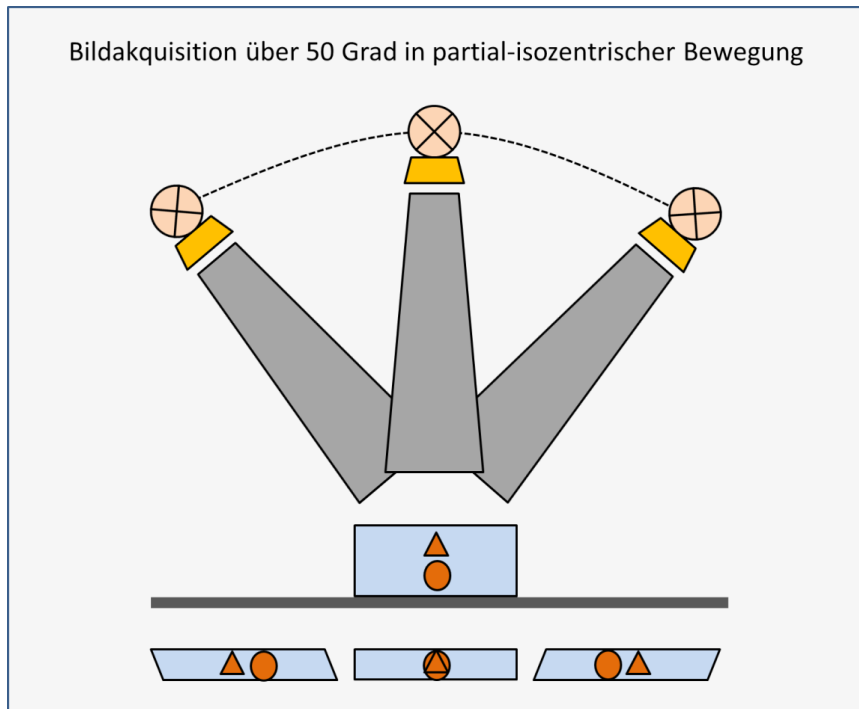


Abb. 4: Das Bild veranschaulicht die Bildakquisition in der Tomosynthese (z.B. MAMMOMAT Inspiration, Siemens, Erlangen, Deutschland). Vom Untersuchungsobjekt (oberes hellblaues Rechteck) werden 25 Projektionsradiografien über einen Winkel von 50 Grad akquiriert. Die Strukturen innerhalb des Untersuchungsobjektes projizieren sich je nach Akquirierungswinkel unterschiedlich auf dem Detektor. Aus den verschiedenen Projektionsbildern (untere hellblaue Projektionen) auf dem Detektor wird ein Stapel hochauflöser Schichtbilder (Schichtabstand 1mm) rekonstruiert. Die Abbildung ist einer Grafik aus „Tomosynthesis imaging: at a translational crossroads“ (Dobbins, 2009) nachempfunden und wurde an für diese Arbeit ergänzt.

Die fertigen Rekonstruktionen der DT liefern einen Stapel von Röntgenbildern mit zusätzlicher Tiefeninformation. Die Vermutung liegt nahe, dass diese Schichtbilder aufgrund der Tiefenauflösung die Summationseffekte, wie wir sie aus dem Röntgen kennen, eliminieren können.

Es liegt somit auf der Hand, dass die DT ein Bindeglied zwischen Röntgen und CT, insbesondere in der skelettalen Bildgebung, ein vielversprechendes und ergänzendes Tool wäre, welches die positiven Eigenschaften wie z.B. hohe Ortsauflösung bei geringer Strahlenapplikation vereint. Denkbar ist hier der Einsatz in der Diagnostik von kleinsten Frakturen, die im Röntgen nicht sichtbar sind und aktuell die Diagnostik im CT erfordern.

1.5 Tomosynthese in der medizinischen Bildgebung

1.5.1 Einordnung in den aktuellen medizinischen Kontext

Momentan ist die DT in der Radiologie eines der sogenannten „Hot-Topics“ und Gegenstand zahlreicher Studien. Das populärste Anwendungsbeispiel findet die Tomosynthese aktuell in der Bildgebung der Mamma, genauer der Brustkrebsfrüherkennung in der erweiterten Abklärung von suspekten Läsionen der Mammographie [32]. Die herkömmliche Mammographie stellt das Gewebe nur als reine Summationsaufnahme dar, die keine Tiefenauflösung bietet. Neueste Studien bescheinigen der Tomosynthese eine höhere Spezifität und Sensitivität und eine Verringerung der falsch positiven Befunde nach Biopsie in der Bildgebung der weiblichen Brust [25, 31]. Für die Mammatomosynthese wäre somit eine Freigabe als etabliertes Standardverfahren der täglichen Routine durchaus denkbar. Die hochauflösende Bildgebung mit einer Auflösung im Submillimeterbereich bei geringer Strahlendosis ist ein entscheidender Vorteil zur strahlenintensiven CT und lässt auf ein erfolgreiches Revival der Tomosynthese in den kommenden Jahren schließen.

Zahlreiche Studien bescheinigen der DT eine Überlegenheit gegenüber der konventionellen Radiographie, weil sie die zusätzliche Tiefenauflösung bietet, die die konventionellen Summationsaufnahmen vermissen lassen. Die Dosisersparung gegenüber der CT macht die Tomosynthese trotz der geringeren Tiefenauflösung im direkten Vergleich mit der CT für die Beantwortung verschiedenster Studien interessant [1, 3, 11, 20, 21]. Als potenzielles Medium zur Beantwortung skelettaler Fragestellungen scheint die Tomosynthese zusätzlich auch wegen der hohen Ortsauflösung geeignet. Allerdings müssen in der skelettalen Bildgebung besondere Kriterien erfüllt sein, damit sich die Tomosynthese für die Beantwortung dieser Fragestellungen eignet.

1.5.2 Skelettale Bildgebung und Anforderungen an die Bildqualität

Zur Beantwortung insbesondere skelettaler Fragestellungen muss die DT bestimmte Parameter erfüllen. Zunächst muss die Bildgebung standardisierbar sein um eine Einführung in die klinische Bildgebung zu ermöglichen und Artefakte zu minimieren. Auch die Knochenrandzonen müssen darstellbar und die Gelenkspalte einsehbar sein. Letztlich ist die Darstellung der Trabekelstruktur von immenser Wichtigkeit bei der Beurteilung von z.B. ossären Verletzungen.

Die Aufnahmetechnik der Tomosynthese führt zwangsläufig zu Artefakten, die die Bildqualität mindern können. Die für die späteren Experimente wichtigen Einflüsse auf die Bildqualität sollen zunächst erläutert werden, da deren Verständnis für die Auswertung von Belang ist.

1.5.2.1 Blurring, Ghost-Artefakte und Unschärfe der Grenzzone als Minderung der Bildqualität

Beim Blurring resultiert in den rekonstruierten Schichten entlang der Bewegungsrichtung der Röntgenröhre ein zusätzlicher „Schatten“, der auf der Abbildung von anatomischen Strukturen beruht, die außerhalb der Bildebene liegen [24]. Dieser Schatten kann die Evaluation der tatsächlichen anatomischen Strukturen in der jeweiligen Fokusschicht mindern.

Die scharfe Abgrenzung der Kortikalis wird durch zwei Artefakte gemindert. Einerseits entsteht die Unschärfe durch anatomisch kontrastreiche Strukturen, üblicherweise Grenzonen, die außerhalb der Fokusebene liegen und als prominente zusätzliche Linien die lokale Auflösung mindern und in einer Unschärfe resultieren. Zusätzlich neigen anatomisch kontrastreiche Strukturen, die entlang der Bewegungsrichtung der Röntgenröhre liegen dazu, als sogenannte Geisterartefakte abgebildet zu werden, da in Bewegungs-längsrichtung keine Tiefeninformation ermittelt werden können [24]. Beide Phänomene tragen zu einer gewissen lokalen Unschärfe, insbesondere an den so wichtigen Knochenrandzonen, der Kortikalis bei und sind somit sehr wichtige Einflussparameter auf die Bildqualität.

1.5.2.2 Lokale Auflösung und Tiefenauflösung in der DT

Ebenfalls beeinflussbar ist die Auflösung. Man unterscheidet die Auflösung in der Fokusebene und die Tiefenauflösung. Die Auflösung in der Fokusebene wird maßgeblich von der Auflösung der Detektorplatte und den Aufnahmeparametern wie Röhrenstromstärke und Röhrenspannung beeinflusst. Die Tiefenauflösung in der z-Ebene wird durch den Schwenkbereich der Röhre beeinträchtigt und ist umso größer, je größer der Schwenkbereich ist, da die sich überlagernden Strukturen weiter auseinander projiziert werden (Abb. 4). Da letzterer in allen Scans gleich ist, ist die Tiefenschärfe in der folgenden Studie als gegeben anzunehmen. Strukturen außerhalb der Fokusebene sind dabei als unscharfe Strukturen in der jeweiligen rekonstruierten Schicht mit dargestellt und können die anatomischen Strukturen überlagern und somit die Bildqualität beeinflussen.

1.5.2.3 Aufnahmeparameter und deren Einfluss auf die Bildqualität

Um den optimalen Bildeindruck zu erhalten, können die Aufnahmeparameter wie Lagebeziehung des Untersuchungsobjektes zum Detektor und zur Röntgenröhre verändert werden. Auch die Aufnahmeparameter wie Röhrenspannung, gemessen in Kilovolt (KV) und Röhrenstromstärke, gemessen in Milliamperesekunden (mAs) sind als Einflussparameter auf die Bildqualität zu nennen. Idealerweise wird die Röhrenstromstärke niedrig gehalten um ein möglichst geringes Rauschen zu erzielen.

1.6 Problemstellung

Bislang gibt es eine Arbeit, die zeigen konnte, dass die DT dem konventionellen Röntgen in der Darstellung von Läsionen, speziell am Handgelenk überlegen ist [11]. In dieser Studie ist die DT der CT in der Detektion von knöchernen Läsionen unterlegen. Die Tomosynthese (199 Läsionen) war der Referenzmethode Computertomographie (233 Läsionen) in der Detektion rheumatoider Läsionen unterlegen. Im Vergleich zwischen Röntgen (140 Läsionen) und DT konnte die DT eine deutlich bessere Sensitivität erzielen als das Röntgen, bei nahezu gleicher Spezifität (CR: 92%, DT: 89,9%). Eine zusätzliche Studie konnte belegen, dass die Tomosynthese der Projektionsradiographie in der Detektion von erosiven Läsionen bei rheumatoider Arthritis überlegen ist und ähnliche Sensitivitäten aufweist wie die MRT [1]. In der Originalarbeit von Canella et al. [11] wurde jedoch keine eingehende und grundlegend strukturierte Untersuchung durchgeführt, die verschiedene Untersuchungsparameter, wie die Lage der Untersuchungsobjekte auf der Detektorplatte mit der Ausrichtung zur Bewegungsrichtung der Röntgenröhre, oder die Spannung der Röntgenröhre berücksichtigt. Die Detektion der Läsionen in dieser Studie erfolgte nicht an vorher untersuchten Qualitätskriterien anhand derer die optimalen Untersuchungsparameter für die Durchführung in der Tomosynthese definiert wurden. Eine abschließende Wertigkeit der Tomosynthese als bildgebendes Tool gegenüber der Computertomographie ist unter Berücksichtigung dieser Aspekte weiterhin offen und nicht geklärt.

Eine detailliert aufgearbeitete Studie von anderen Autoren wurde bislang nicht veröffentlicht. Somit existieren keine Daten, die eine optimale Lage der Untersuchungsobjekte auf der Detektorplatte untersuchen oder eine Relation der Bildqualität zur Röhrenstromstärke beschreiben.

Zwar gibt es die zwei obig genannten Studien [1, 11], die der DT einen Vorteil gegenüber dem Röntgen in der skelettalen Bildgebung bescheinigen, eine detaillierte Untersuchung der

Einstelltechnik und deren Auswirkung auf die Bildqualität mit dem anschließenden finalen Vergleich zur CT bzw. zum konventionellen Röntgen fehlt jedoch weiterhin. Folglich ist die Unterlegenheit der DT gegenüber der CT auch nicht abschließend geklärt.

1.7 Definierte Fragestellung und Ziel der Arbeit

Da sich die Mehrfachuntersuchung von gesunden Probanden aufgrund des Strahlenschutzes verbietet, werden alle Studien an Händen von post mortem Körperspendern untersucht. Eine solche umfassende ex vivo Studie in der Tomosynthese existiert bislang nicht.

Diese Arbeit ist eine umfassende Grundlagenstudie die zunächst die Abhängigkeit der Bildqualität von der Lagerung des Untersuchungsobjektes auf der Detektorplatte im Bezug zur Röntgenröhre untersucht. Es soll die Hypothese geprüft werden, dass die Position des untersuchten Objektes auf dem Detektor und somit die Ausrichtung zur Bewegung der Röntgenröhre einen entscheidenden Einfluss auf die Bildqualität hat.

Untersucht wird ferner der Einfluss der Röhrenstromstärke auf die Bildqualität unter Lagerung in der zu erwartenden bestmöglichen Bildqualität. Es wird erwartet, dass die Aufnahmeparameter einen Einfluss auf die Bildqualität haben.

Im abschließenden Teil dieser Arbeit wird die Detektion ossärer Läsionen im Vergleich zu den beiden etablierten Verfahren Röntgen und CT erneut untersucht, um die Überlegenheit der DT gegenüber der konventionellen Radiographie zu bestätigen. Außerdem soll im Vergleich mit der CT unter optimierten Untersuchungsbedingungen eruiert werden, ob die Unterlegenheit der DT gegenüber der CT, wie sie in der Arbeit von Canella et al. propagiert wird, unter optimierten Aufnahmebedingungen Bestand hat. Als Referenzmethode wird in diesem Teil der Arbeit die Computertomographie gewählt. Ziel der Arbeit ist die Bestätigung der Hypothese, dass die Tomosynthese unter optimierten Aufnahmeparametern dem konventionellen Röntgen in der Detektion von ossären Läsionen überlegen ist. Die Überlegenheit im Vergleich zur CT wird trotz optimierter Aufnahmeparameter nicht erwartet.

2 Material und Methoden

2.1 Studiendesign, Ethik und Gesetzesgrundlage

Die Studie ist eine Anwendungsbeobachtung und basiert auf den ethischen Grundsätzen der Deklaration von Helsinki. Vor Akquisition und Auswertung der Daten wurde ein Votum der lokalen Ethikkommission der Universität zu Lübeck (Aktenzeichen 11-055A) eingeholt. Gesonderte Auflagen hinsichtlich des einzuhaltenden Strahlenschutzes wurden nicht gestellt, da es sich bei den Studienobjekten um Leichenteile von post mortem Körperspendern handelte.

Gesetzliche Grundlage dieser Arbeit ist das Gesetz über das Leichen-, Bestattungs- und Friedhofswesen des Landes Schleswig-Holstein (BestattG; Stand: 4. Februar 2005; gültig seit 18.02.2005). Als Körperspender gilt, wer gemäß § 9 Abs. 3 des BestattG des Landes Schleswig-Holstein zu Lebzeiten die letztwillige Verfügung dokumentiert, seinen Leichnam post mortem der Wissenschaft und der medizinischen Aus- und Weiterbildung einer universitären Einrichtung zur Verfügung zu stellen.

Die untersuchten Körperteile, die in dieser Studie Verwendung fanden, waren Hände im Sinne von Leichenteilen von Leichen, gemäß § 2 Abs. 1 und 2 des BestattG des Landes Schleswig-Holstein. Die Hände wurden zu Forschungszwecken im Rahmen der anatomischen Leichenöffnung (BestattG § 9 Abs. 1 Satz 2 und § 9 Abs. 3 Satz 2) post mortem amputiert. Die Zulässigkeit der Amputation ergibt sich auch aus § 9 Abs. 3 Satz 6 (Zulässigkeit der anatomischen Leicheneröffnung und Entnahme von Organen und Geweben).

Die Untersuchungsobjekte werden seitens des Instituts für Anatomie der Universität zu Lübeck zur Verfügung gestellt. Das Studienkollektiv beinhaltet 20 rechte Hände.

2.2 Untersuchungsobjekte

Untersuchungsobjekte sind ausschließlich rechte Hände, die proximal des Handgelenkes amputiert wurden. Die Amputation erfolgte vorab in allen Fällen und ausschließlich im Rahmen der anatomischen Leichenöffnung durch die Mitarbeiter des Institutes der Anatomie der Universität zu Lübeck. Im Anschluss an die Amputation wurden die Hände bis zur Verwendung bei minus 20° Celsius gelagert. Eine Fixierung in Formalin erfolgte nicht. Alle Untersuchungsobjekte wurden vorab anonymisiert.

Es gibt keine Ausschlusskriterien hinsichtlich des Alters, des Geschlechts oder einer Grunderkrankung. Eine Weitergabe von Informationen zum Körperspender hinsichtlich der Grunderkrankungen oder personenbezogener Daten seitens des Instituts der Anatomie findet nicht statt.

Zwölf Stunden vor der Untersuchung werden die Hände aus der Gefriertruhe genommen und bis zur Untersuchung auf Eis gebettet um die Amputate langsam und möglichst schonend aufzutauen und somit den Gewebeschaden möglichst gering zu halten. Die Lagerung zwischen den einzelnen Untersuchungen erfolgt ebenfalls auf Eis.

Da sich diese Studie lediglich auf die Beurteilung ossärer Strukturen in verschiedenen Modalitäten bezieht, wird der Gewebeschaden des Weichteilgewebes zwar als vernachlässigbar angesehen, jedoch das Procedere wie beschrieben durchgeführt, um Versuchsbedingungen möglichst einheitlich zu gestalten und eine adäquate Lagerung der Hände zu gewährleisten.

Nach Beendigung aller Versuche werden die Amputate wieder an das Institut der Anatomie übergeben und den Körperspendern zugeführt. Ein Einbehalten von Körperteilen oder Geweben gemäß § 9 Abs. 6 des BestattG des Landes Schleswig-Holstein findet nicht statt.

2.3 Durchführung der Datenakquise

2.3.1 Datenakquise in der Projektionsradiographie

Alle Aufnahmen werden mit einem digitalen Röntgengerät Philips Medical Systems PCR Eleva; Hamburg Germany akquiriert und in dorso-palmarer Ausrichtung angefertigt [7]. Die Untersuchungsobjekte werden mit leicht gespreizten Fingern flach auf die digitale Filmkassette gelegt. Die Ausrichtung der Hand erfolgt am dritten Grundglied, mittig auf dem Bildempfänger. Der Radius und der dritte Strahl werden parallel zur longitudinalen Achse, einer gedachten Linie vom distalen Radius durch den dritten Strahl, ausgerichtet. Die Aufnahme erfolgt in jedem Fall ohne Belichtungsautomatik und ohne Streustrahlenraster bei einer Röhrenspannung vom 46 KV und einer Röhrenstromstärke von 1,8 mAs. Anschließend werden die Daten anonymisiert und als DICOM-Dateien exportiert. Anonymisiert heißt in diesem Fall, dass die Studiennummern für die Beurteilung der Studien ausgeblendet werden um eine Wiedererkennung zwischen den Beurteilungen der einzelnen Hände in den

unterschiedlichen Modalitäten zu verhindern. Nach der Untersuchung werden die Hände erneut sofort auf Eis gelagert.

2.3.2 Digitale Tomosynthese

2.3.2.1 Begriffsdefinition

Zum Verständnis der Ausrichtung bzw. der Lage des Untersuchungsobjektes ist eine Begriffsdefinition notwendig. In der Tomosynthese ist die Bewegungsachse (BA) von der Rotationsachse (RA) zu unterscheiden. Die Bewegungsachse ist die Achse, die parallel zur Bewegungsrichtung der Röntgenröhre ausgerichtet ist und somit parallel zur Detektorgrundlinie verläuft. Die RA hingegen ist eine Achse die im Lot auf dem Angelpunkt des Schwenkarmes steht. Folglich ist die Rotationsachse die Linie, um die die Röntgenröhre auf einer Bogenbahn rotiert. Weiterhin steht die RA in einem Winkel von 90 Grad zur BA und zur Grundlinie des Detektors.

2.3.2.2 Akquirierung der Daten in der Digitalen Tomosynthese

Alle Aufnahmen werden am Mammomat Inspiration (Siemens AG, Medical Solutions, Erlangen, Germany) durchgeführt. Der Focus-Detektorabstand beträgt in allen Fällen 65 cm. Die maximale Matrix beläuft sich auf 2816 x 2584 Pixel mit einer Pixelgröße von jeweils 85µm. Der bildgebende Bereich des Detektors entspricht 23,94 x 30,46 cm. Während des Scans werden die Hände durch das Kompressionspaddel fixiert. Die Bildgebung erfolgt, ausgehend von der Röntgenröhre im dorso-palmaren Strahlengang (Abb. 5). Während des Schwenkvorgangs werden 25 Low-dose Projektionsradiografien aufgenommen. Im Folgenden wird aus diesen 25 Low-dose Projektionsradiographien ein Stapel hochauflösender Schichtbilder mit einem Schichtabstand von 1 mm rekonstruiert. Alle Studien werden im Anschluss als DICOM-Daten exportiert und auf einem lokalen Speichermedium gespeichert.

Abbildung 5: Versuchsaufbau in der DT



Abb. 5: Das Bild zeigt den Versuchsaufbau, wie er in der Digitalen Tomosynthese verwendet wird. Die Hand (*) liegt, ausgerichtet in verschiedenen Winkeln zum Drehpunkt des Röntgenarmes auf der mit einem Tuch bedeckten Detektorplatte (1) und wird vor der Untersuchung durch das in der Höhe verstellbare Kompressionspaddel (2) fixiert (nicht gezeigt). Die Röntgenröhre ist im Kopf des beweglichen Schwenkarms (3) montiert.

2.3.2.3 Bildqualität in Abhängigkeit der variablen Lagerung der Hand auf der Detektorplatte

Es werden Studien mit verschiedenen Aufnahmewinkeln akquiriert. Die Graduierung erfolgt von 0 Grad bis 90 Grad in jeweils 10 Grad Schritten zur Rotationsachse (Abb. 6). Die Ausrichtung der Hände auf der Detektorplatte erfolgt entlang der gedachten Linie, longitudinal zur verlängerten Radiusachse durch den dritten Strahl (Abb. 7). Alle Hände werden auf der Handinnenfläche gelagert. Eine Nut im Kompressionspaddel, die parallel zur Rotationsachse und senkrecht zur Detektorgrundlinie verläuft, sowie eine in das Gerät integrierte Lichtquelle werden genutzt, um den Winkelmesser auf die Hand zu projizieren und die Hände zur Rotationsachse auszurichten. Die vereinheitlichten Ausrichtungskriterien sollen eine Ab- bzw. Adduktion im Handgelenk ausschließen. Für die Stellung in 0 Grad werden die Hände flach auf der Detektorplatte gelagert, der distale Radius an der Grundlinie des Detektors und die Phalangen in Richtung des Rotationspunktes zeigend. Bei einer Lagerung in 90 Grad Stellung liegen der Hypothenar und der 5. Fingerstrahl entlang der Grundlinie des Detektors. Definitionsgemäß entspricht diese Lage somit einer longitudinalen Scanrichtung

des Untersuchungsobjektes von proximal nach distal. Ausrichtungen über 90 Grad werden nicht vorgenommen, da die Ausrichtung der Gelenkspalte durch 90 Grad ausreichend gedeckt ist und mit Winkeln über 90 Grad lediglich einer Redundanz durch gespiegelte Abbildungen entspräche.

Nach der Ausrichtung der Untersuchungsobjekte zur Rotationsachse erfolgt die Fixierung des Untersuchungsobjektes mit dem Kompressionspaddel, gefolgt von einer erneuten Kontrolle des Winkels vor der Untersuchung.

Abbildung 6: Schema der Ausrichtung an der Grundlinie der Detektorplatte

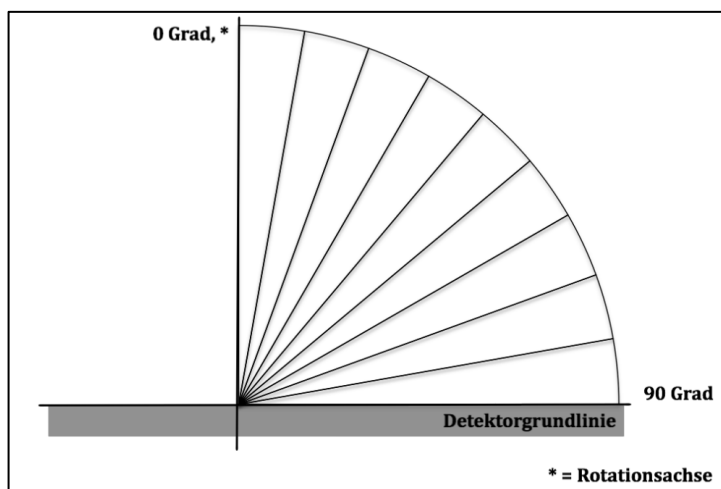


Abb. 6: Die Grafik zeigt die Ausrichtung der Hand von 0 bis 90 Grad in 10er Schritten. Die 0 Grad-Linie verläuft orthograd zur Detektorgrundlinie (graues Kästchen) und parallel zur Rotationsachse (*). Die Rotationsachse steht orthograd auf dem Angelpunkt des Schwenkarmes der Röntgenröhre und steht in einem Winkel von 90° zur Detektorgrundlinie. Die Ausrichtung der Hände erfolgt im Uhrzeigersinn, beginnend parallel zur Rotationsachse. Die 90-Grad-Linie verläuft somit parallel zur Grundlinie des Detektors.

Abbildung 7: Ausrichtung der Hand auf der Detektorplatte des Tomosyntheseegerätes

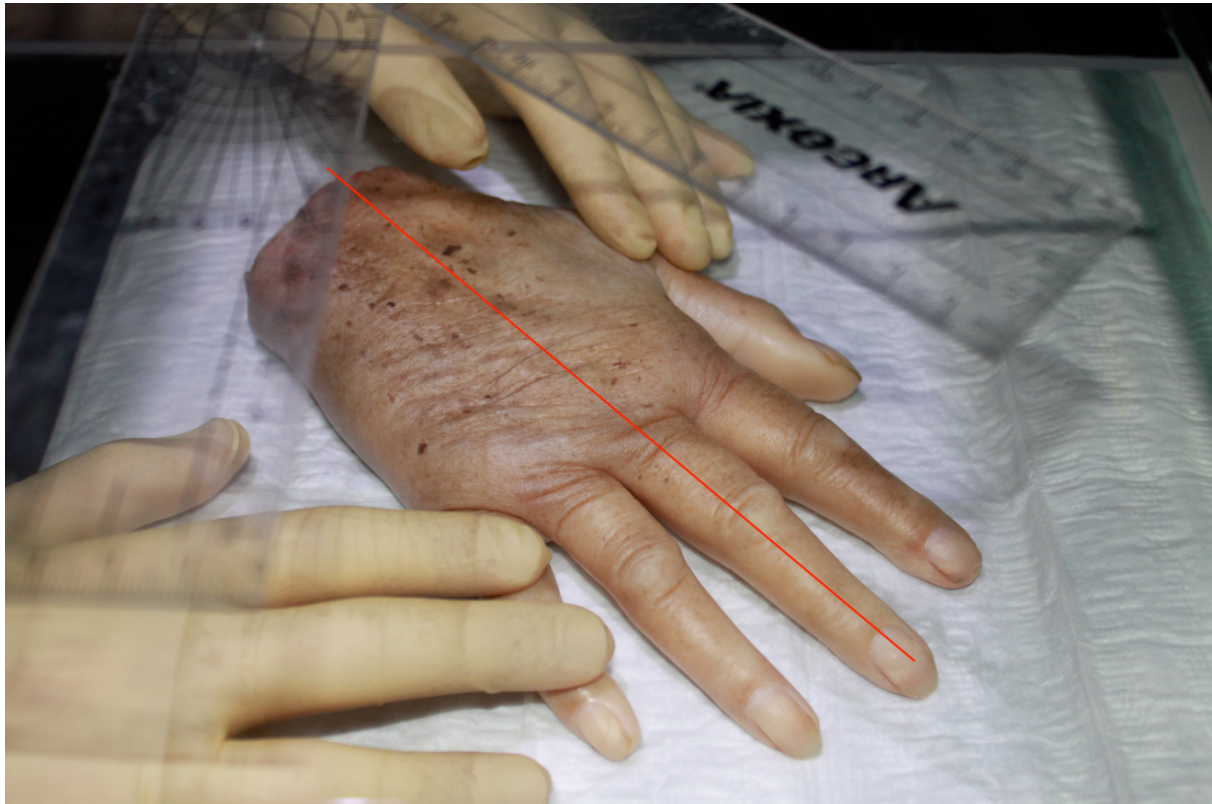


Abb. 7: Das Bild zeigt die Ausrichtung der Hände auf der Detektorplatte in der DT mittels Auflichtprojektion. Die Ausrichtung erfolgte anhand der verlängerten Radiusachse durch den dritten Strahl (rote Linie). Der Winkelmesser wurde auf dem Kompressionspaddel der DT platziert, die Lichtquelle befand sich im Schwenkarm des Gerätes (nicht gezeigt), lotrecht über dem Objekt.

Die Scans werden mit 56 mAs bei 35 KV durchgeführt. Die Bildakquisition erfolgt innerhalb von 30 Sekunden während einer Schwenkbewegung der Röntgenröhre über 50 Grad, jeweils 25 Grad zu beiden Seiten des Lotes im dorso-palmaren Strahlengang, wie in Abb. 4 veranschaulicht. Im Folgenden wird aus diesen Rohdaten ein Stapel hochauflösender Schichten rekonstruiert.

2.3.2.4 Bildqualität in Abhängigkeit von der Röhrenstromstärke

Für den zweiten Teil der Studie werden die Hände in einem Winkel von 90 Grad in Ausrichtung zur Rotationsachse fixiert. Folglich wird die verlängerte Radiusachse (siehe: rote Linie in Abb. 7) parallel zur Grundlinie des Detektors ausgerichtet. Um die Untersuchungen bei unterschiedlichen Röhrenstromstärken und gleichbleibenden Röhrenspannungen zu standardisieren und eine gleichbleibende Ausrichtung der Untersuchungsobjekte zu gewährleisten, wird die automatische Dekompression des Kompressionspaddels deaktiviert.

Somit kann die exakt identische Lage der Untersuchungsobjekte zwischen den Scans mit verschiedenen Röhrenstromstärken garantiert werden. Die Lösung des Paddels erfolgt erst nach Abschluss der letzten Untersuchung. Die verwendeten Röhrenstromstärken liegen bei 56, 110, 220 und 450 mAs bei jeweils 35 kV. Das entspricht näherungsweise der doppelten, 4-fachen und 8-fachen Röhrenstromstärke von 56 mAs.

2.3.2.5 Quantifizierung der ossären Läsionen

Die notwendigen Tomosynthesescans zur vergleichenden Quantifizierung von ossären Läsionen zu den beiden übrigen Modalitäten CT und Projektionsradiographie werden im Rahmen der Datenakquise der ersten Teilversuche (Bestimmung der Bildqualität in Abhängigkeit der Lagerung auf der Detektorplatte und Abhängigkeit der Bildqualität von der Röhrenstromstärke) durchgeführt. Die somit bereits vorhandenen Bilder werden für die Auswertung herangezogen. Eine erneute Untersuchung erfolgt nicht.

2.3.3 Computertomographie

Alle Untersuchungsobjekte werden in flacher, palmarer Lage an einem Siemens-CT (SOMATOM Typ: Definition AS+; Siemens AG, Medical Solutions; Erlangen Germany) mit 64 Detektorzeilen bei 150 mAs und 120 KV von distal nach proximal gescannt. Der Abstand vom Brennfleck der Röntgenröhre zum Isozentrum beträgt für diesen Scanner 59,5 cm. Die rekonstruierte Schichtdicke beträgt in allen Fällen 0,6 mm. Die Weichteilrekonstruktion wird standardmäßig durchgeführt, jedoch für die Beurteilung der ossären Strukturen nicht herangezogen. Alle rekonstruierten Studien werden zunächst mit einer laufenden Fallnummer in den temporären Server-basierten Onlinespeicher der Klinik gesendet und von dort auf einen lokalen Datenträger exportiert. Für die Beurteilung werden die rekonstruierten Studien anonymisiert, randomisiert und im temporären Onlinespeicher der Klinik gespeichert. Anonymisiert heißt in diesem Fall, dass die Studiennummern für die Beurteilung der Studien ausgeblendet werden um eine Wiedererkennung zwischen den Beurteilungen der einzelnen Hände in den unterschiedlichen Modalitäten zu verhindern. Nach der Untersuchung werden die Hände sofort wieder auf Eis gelagert.

2.3.4 Datenspeicherung und Nachbearbeitung

Im Anschluss an die Untersuchungen werden die erhobenen Rohdaten in DICOM-Dateien rekonstruiert und von den jeweiligen Geräten in den temporären Datenspeicher des IMPAX-Archivs (Agfa HealthCare GmbH; Bonn Germany) der Klinik für Radiologie und Nuklearmedizin der Universitätsklinik Schleswig-Holstein exportiert. Aus dem IMPAX-Archiv erfolgt der Export

auf externe Speichermedien (Backup Plus Portable Drive, 1Terrabyte, Seagate Technology; Cupertino CA, USA) für die dauerhafte Speicherung der Forschungsdaten.

Die Nachbearbeitung der Daten mit Randomisierung aller Studien erfolgt im Anschluss. Für die Befundung werden ausnahmslos alle Daten anonymisiert und randomisiert und erneut in das temporäre Onlinearchiv importiert, um die Befundung auf dem hochauflösenden 3 Megapixel 21,2 Zoll TFT LCD Monitor (RadiForce RX340, EIZO Corporation Hakusan, Ishikawa, Japan) zu ermöglichen. Nach einer 6-monatigen Verweildauer auf dem Server werden die temporären Daten auf dem Server für temporäre IMPAX-Dateien automatisch gelöscht.

2.3.5 Nachverarbeitung

Die Aufnahmen mit verschiedenen Aufnahmewinkeln werden gemischt und zusätzlich in die gleiche Achse gedreht um eine unvoreingenommene Beurteilung zu gewährleisten. Die für die Beurteilung der Bildqualität rekonstruierten Knochen werden für die Befunder anonymisiert eingeblendet, sodass ausschließlich die zu beurteilenden Gelenke beurteilt werden und eine Wiedererkennung ggf. angrenzender anatomischer Strukturen ausgeschlossen ist.

2.3.6 Gewährleistung der Datenqualität

Alle Studien einer jeden Modalität (KR, Tomo, CT) werden vor der Auswertung mit einer Studiennummer versehen (#1 bis #20). Die eindeutige Zuordnung ist dem radiologischen Gutachter nicht bekannt. Alle Bildausschnitte werden vereinheitlicht. Die Studien in denen die verschiedenen Winkel begutachtet werden, müssen vor der Auswertung in eine einheitliche Ausrichtung rotiert werden, sodass die Bildausschnitte keinen Rückschluss auf die Lage des Untersuchungsobjektes auf der Detektorplatte zulassen. Bei der quantitativen Auswertung wird mit dem konventionellen Röntgen begonnen, da hier die wenigsten Läsionen erwartet werden [1, 11]. Es folgen die DT und CT, letzteres als Referenzstandard.

2.4 Mess- und Auswertemethoden

Die Radiologen erhalten Studien aller Modalitäten (CR, DT und CT) in zwei Trainingsphasen, die mindestens 2 Wochen auseinander liegen, um sich mit der Darstellung der Hände vertraut zu machen. Hierfür werden keine zeitlichen Einschränkungen an die Gutachter gestellt. Als Gutachter stehen drei Radiologen mit einer praktischen Erfahrung von 7, 5 und 4 Jahren in der diagnostischen Bildgebung zur Verfügung.

Die Bewertung der Studien durch die Radiologen erfolgt in mehreren Durchgängen und getrennt nach Modalität. Für den Vergleich der detektierten Läsionen in den einzelnen

Modalitäten erfolgt die Betrachtung zunächst im Röntgen, gefolgt von der DT und abschließend in der CT. Durch diese Verfahrensweise wird verhindert, dass eine Größenordnung der zu detektierenden Läsionen aus Voruntersuchungen bekannt wird. Es wird zwischen den jeweiligen Durchgängen ein zeitlicher Abstand von drei Monaten gewählt.

2.4.1 Bewertung der Bildqualität in Abhängigkeit von der Objektlage auf dem Detektor

Um eine Vereinheitlichung für die Beurteilung der Bildqualität in Abhängigkeit der Lage zu ermöglichen, wird bei der Bewertung der Bildqualität auf die gleichen anatomischen Strukturen geachtet, speziell die Gelenkspalte der abgebildeten Gelenke entlang der Longitudinalachse des Untersuchungsobjektes. Die Bewertung erfolgt anhand einer 5-Punkte Lickert-Skala. Die Gutachter bewerten die Abbildung der Gelenkfläche nacheinander nach Vollständigkeit des erfassten Gelenkes, Blurring und Bildschärfe der kortikalen Grenzflächen (Tabelle 1). Das Gelenk soll als Ganzes bewertet werden, was nicht nur die angrenzende Kortikalis und die Trabekelstruktur beinhaltet sondern auch den Gelenkspalt. Gemäß der Tabelle muss die vergebene Note mindestens einer 3 entsprechen, um als klinisch auswertbar zu gelten. Da nicht alle Artefakte gleichermaßen und parallel auftreten, kann ein starkes Blurring bei gut differenzierbarer Kortikalis bzw. eine unscharfe Kortikalis bei ausgewogenem Blurring bereits zum Ausschluss aus der klinischen Verwertbarkeit führen. Die Unterscheidung in die jeweiligen Noten wird dennoch getroffen um eine wertfreie Differenzierbarkeit der Bildqualität zu gewährleisten.

Tabelle 1: Bewertungskriterien für die Gelenkflächen bei unterschiedlichen Winkeln der Untersuchungsobjekte auf dem Detektor der digitalen Tomosynthese

Gelenkfläche nicht ausreichend abgebildet	Gelenkfläche vollständig	Gelenkfläche vollständig	Gelenkfläche vollständig	Gelenkfläche vollständig
Gelenkfläche mit vollst. Blurring	Überwiegendes Blurring (> 50 %)	ausgewogenes Blurring (50%)	Nur wenig Blurring	Kein Blurring
Angrenzende Kortikalis unscharf	Angrenzende Kortikalis z.T. unscharf	Kortikalis abgrenzbar	Kortikalis scharf abgebildet	Kortikalis sehr gut abgrenzbar
1 (- -)	2 (-)	3 (-/+)	4 (+)	5 (+ +)
Nicht ausreichend	Nicht ausreichend	ausreichend	gut	sehr gut

Tabelle 1: Die Tabelle zeigt die Bewertungskriterien, anhand derer die begutachtenden Radiologen die gesichteten Studien in die 5-Punkte Skala einordnen. Um als qualitativ ausreichend für eine klinische Fragestellung zu gelten, sollte der Studie in der Auswertung mindestens eine ausreichende Bildqualität (gelb) zugesprochen werden. Als eine für die tägliche Routine unzureichende Qualität werden Beurteilungen der Note 1 und 2 (rot) definiert.

2.4.2 Bewertung der Bildqualität in Abhängigkeit der Röhrenstromstärke

Die Auswertung der Studien erfolgt bei verschiedenen Röhrenstromstärken und wird anhand einer 5-Punkte-Lickert Skala bewertet. Die Kriterien werden vorher für die Gutachter festgelegt. Zuerst wird die Trabekelstruktur der abgebildeten Knochen beurteilt und mit dem Blurring korreliert. Anhand der Korrelation von Blurring, Abgrenzbarkeit der Kortikalis und der Trabekelstruktur ergeben sich unterschiedliche Noten für die Beurteilung (Tabelle 2). Um als klinisch verwertbare Studie definiert zu werden, muss den Studien mindestens die Note 3 bescheinigt werden. Studien mit der Benotung 1 und 2 werden als nicht verwertbar für die klinische Routine eingeschätzt.

Tabelle 2: Bewertungskriterien für die Trabekelstruktur der erfassten Knochen bei unterschiedlichen Röhrenstromstärken in der digitalen Tomosynthese

Trabekel nicht ausreichend abgebildet	Trabekel nur teilweise abgebildet	Trabekelstruktur erkennbar	Gut abgebildete Trabekelstruktur	Hervorragende Darstellung der Trabekel
Gelenkfläche vollst. Blurring	Überwiegendes Blurring (> 50 %)	ausgewogenes Blurring (50%)	Nur wenig Blurring	Kein Blurring
1 (- -)	2 (-)	3 (-/+)	4 (+)	5 (+ +)
Nicht ausreichend	beurteilbar mit gravierenden Abstrichen	ausreichend	gut	sehr gut

Tabelle 2: Die Tabelle zeigt die Bewertungskriterien anhand derer die Gutachter die gesichteten Studien mit den verschiedenen Röhrenstromstärken in die 5-Punkte Skala einordnen. Berücksichtigt werden Abgrenzbarkeit der Trabekelstruktur und das Blurring. Um als qualitativ ausreichend für eine klinische Fragestellung zu gelten, muss der Studie in der Auswertung mindestens eine ausreichende Bildqualität (gelb) zugesprochen werden. Studien mit einer Bildqualität der Note 2 oder 1 gelten als nicht verwertbar für die klinische Routine.

2.4.3 Quantifizierung der Läsionen in den Modalitäten Röntgen, DT und CT

Im letzten Durchgang erfolgt die quantitative Auswertung der Studien anhand von zählbaren Läsionen im jeweiligen Untersuchungsobjekt. Begonnen wird mit den Röntgenaufnahmen, aufgrund der geringsten zu erwartenden Sensibilität gegenüber kleineren Läsionen [1, 11]. Zwischen den einzelnen Modalitäten wird eine Pause von mindestens 3 Monaten eingehalten um eine Erinnerung von gezählten Läsionen zu vermeiden.

Im zweiten Durchgang wird die Tomosynthese bewertet, im dritten Durchgang die Computertomographie. Die quantifizierten Läsionen werden in einer schematischen Darstellung der Hand im DIN A4-Format (Abb. 8) dokumentiert. Für jede Hand wird den jeweiligen Befundern eine Schemazeichnung für die unterschiedlichen Modalitäten (CR, DT

und CT) zur Verfügung gestellt. Die Dokumentation auf einheitlichen und standardisierten Bögen soll eine Erinnerung von Lokalisationen ausschließen.

Abbildung 8: Quantifizierungsbogen der Hand zur Dokumentation der gezählten Läsionen

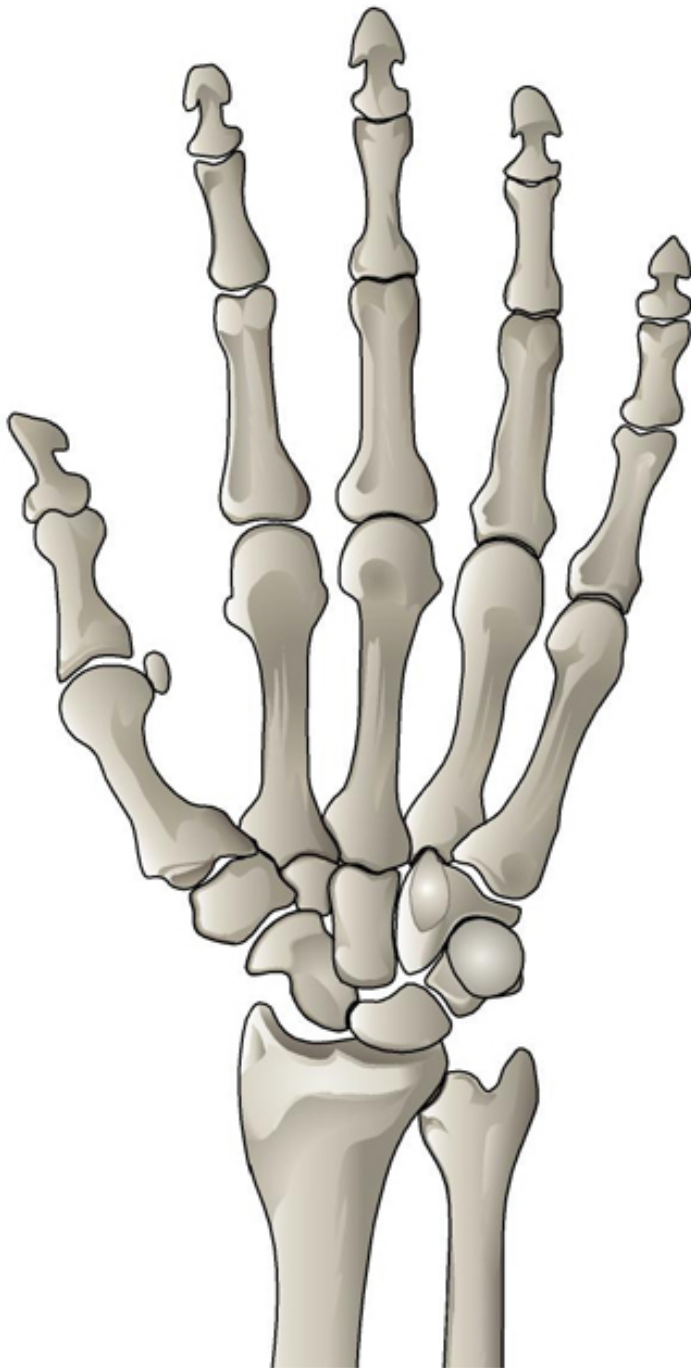


Abb. 8: Zur Auswertung werden die Hände für jede Modalität (Röntgen, CT, Tomosynthese) formatfüllend (DIN A4) gedruckt und an die Gutachter verteilt. Die Gutachter dokumentieren die gesichteten Läsionen in Anzahl und Lokalisation. Die Grafik wird mit freundlicher Genehmigung von Julius Ecke, Medizinische und Wissenschaftliche Illustration (www.julius-ecke.de) zur Verfügung gestellt.

2.5 Statistische Analyse

Die statistische Auswertung erfolgt mit Hilfe des Auswerteprogramms IBM SPSS Statistics, Version 21, IBM, New York, NY, USA. Zur Bestimmung der Reliabilität der Ergebnisse wird die Interrater-Reliabilität bestimmt.

3 Ergebnisse

3.1 Akquise der Bilddaten

3.1.1 Projektionsradiographie

Alle digitalen Filmkassetten sind vollständig auslesbar, sodass alle Röntgenaufnahmen für die Auswertung verwendet werden können. Ein Beispiel für eine solche anonymisierte Röntgenaufnahme ist in der Abbildung 9 dargestellt. Im Anschluss werden alle Studien vollständig in das lokale IMPAX-System überspielt und von dort anonymisiert als DICOM-Datensätze exportiert.

Abbildung 9: Röntgenuntersuchung der Hand



Abb. 9: Das Bild zeigt ein Röntgenbild, akquiriert mit 1,8 mAs und 46 KV. Gut sichtbar ist die Knochenzyste im Scaphoid (1). Weniger gut und nur flau angedeutet sind Läsionen im Os lunatum (2) und Os capitatum (3).

3.1.2 Tomosynthese

In zwei Fällen stürzt das System während der Akquisition ab. Nach dem erfolgten Neustart, können die Messungen wiederholt werden, sodass eine lückenlose Datenakquise resultiert. Während einer Schwenkbewegung der Röntgenröhre werden in allen Fällen 25 Projektionsaufnahmen aufgenommen, aus denen dann für jede Hand ein individueller Stapel rekonstruierter hochaufgelöster Bilder mit einem Schichtabstand von 1mm angefertigt werden kann. Die Rekonstruktionen liegen vollständig zur Weiterverarbeitung vor. Der Schwenkbereich der Röntgenröhre ist für alle Aufnahmen konstant und beträgt in allen Fällen 50 Grad, jeweils 25 Grad zu beiden Seiten des Lotes der Röntgenröhre in Neutralposition. Die Messzeit beträgt hierbei für alle Scans ca. 30 Sekunden. Die Rekonstruktionszeit schwankt zwischen 45 Sekunden und 1 Minute.

Alle Daten werden vollständig anonymisiert und auf einen lokalen Festplattenspeicher exportiert. Alle akquirierten und rekonstruierten Daten, ausgenommen der zwei unvollständigen Studien, bei denen das System abstürzt, stehen vollständig zur Auswertung zur Verfügung. Die aufgrund des Systemabsturzes neu durchgeführten zwei Studien werden ebenfalls vollständig akquiriert und fließen in die Auswertung ein.

In Abbildung 10 ist ein Beispiel einer rekonstruierten Schicht einer Tomosynthesestudie aufgeführt. Beachtenswert ist die hohe Detailgenauigkeit der in der Fokusschicht erfassten anatomischen Strukturen. Insbesondere die metacarpophalangealen Gelenke II und III (MCP-Gelenk II und MCP-Gelenk III) sind sehr scharf abgebildet. Für die nicht in der Fokusschicht liegenden MCP-Gelenke IV und -V zeigt sich hingegen ein Blurring, eine Verschleierung der anatomischen Strukturen. Die hohe Detailgenauigkeit wird durch die Abbildung kleinster Knochenzysten in den Karpalknochen untermauert. Hier sind insbesondere in den Begrenzungszonen der Zysten kleinste Sklerosierungen abgebildet. Im Gegensatz zum KR (Abb. 9), die eine scharfe Darstellung aller Gelenke in einem Bild vereint, muss in der DT durch den ganzen Stapel gescrollt werden um jede Fokusschicht einzeln zu beurteilen.

Abbildung 10: Beispiel einer Schicht aus einem rekonstruierten Stapel der Tomosynthese

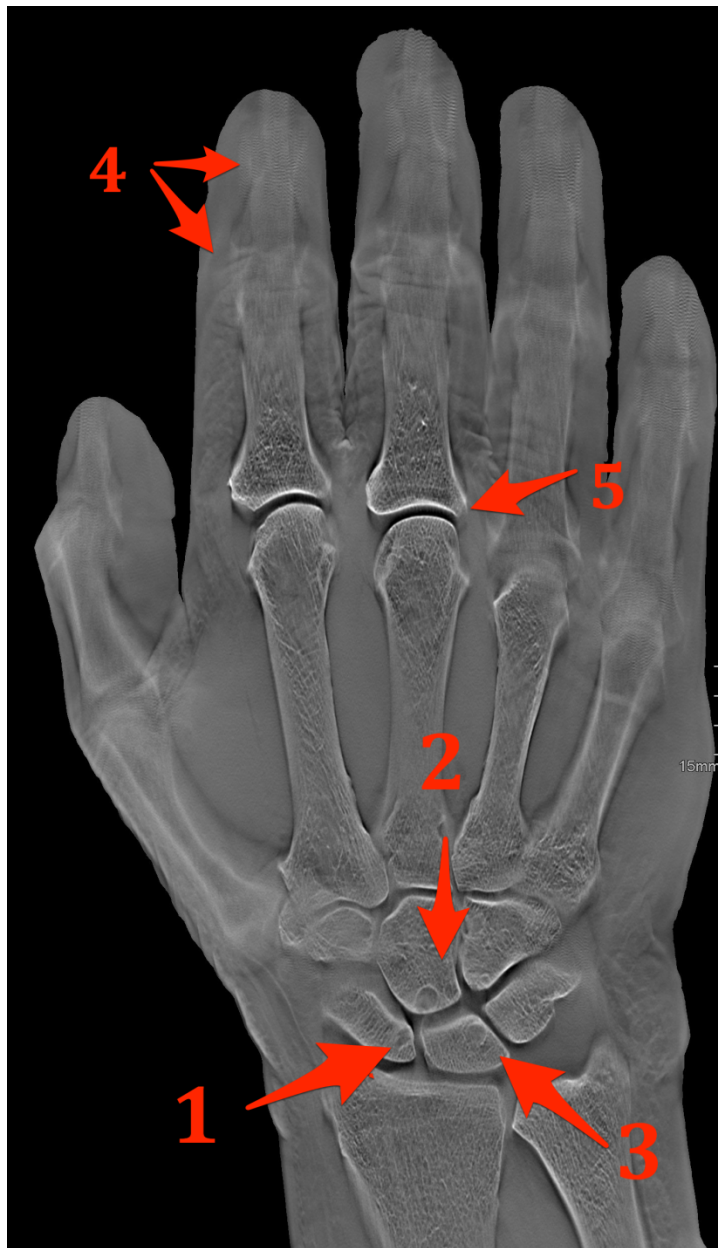


Abb. 10: Das Bild zeigt eine rekonstruierte Schicht aus dem Stapel hochauflösender Tomosynthesebilder. Gut abgrenzbar sind randsklerosierte Läsionen im Scaphoid (1), im Os capitatum (2) und im Os lunatum (3). Im Gegensatz zum konventionellen Röntgen und zum CT sind in der Tomosynthese die anatomischen Strukturen, die sich nicht in der jeweiligen Fokusschicht befinden unscharf abgebildet (4; DIP und PIP). Strukturen in der Fokusschicht sind hingegen hochauflösend und scharfkantig abgebildet (5; MCP II und III). Es handelt sich um das gleiche Studienobjekt wie in Abb. 9.

3.1.3 Computertomographie

Die Scanzeit in der Computertomographie dauert in allen Fällen nur wenige Sekunden. Die standardmäßige Rekonstruktion aller Daten ist innerhalb von 2 Minuten beendet. Darüber hinaus werden alle Daten vollständig in das IMPAX-Archiv gesendet und von dort anonymisiert exportiert. Alle Studien liegen im Knochenkernel mit einer Schichtdicke von 0,6 mm vollständig zur Auswertung vor. Alle Befunder sind erfahren im Umgang mit der CT und benötigen daher kein spezielles Training. Zur Auswertung werden den Befundern die Datensätze mit einer rekonstruierten Schichtdicke von 0,6 mm zur Verfügung gestellt. Alle Datensätze sind vollständig dreidimensional rekonstruierbar.

3.1.3.1 Bildqualität in Abhängigkeit der variablen Lagerung der Hand auf der Detektorplatte

Es werden für jede Hand 10 Aufnahmen im Winkel von 0 bis 90 Grad zur Rotationsachse in Schritten von 10 Grad angefertigt. Entsprechend der Lagerung unterschieden sich die Aufnahmen bzw. die rekonstruierten Schichten in deren Darstellung aufeinanderfolgend um jeweils 10 Grad zwischen insgesamt 0 und 90 Grad. Nach dem Export werden alle Studien nachbearbeitet und gedreht, sodass vor der Beurteilung und der Weitergabe der Studien an die Befunder die Bilder gleichermaßen ausgerichtet sind (Abb. 11). Vor der Auswertung erfolgt die zufällige Durchmischung der Studien, damit die Betrachter unvoreingenommen alle Bilder betrachten. Bemerkenswerterweise zeigte sich für alle Studien, dass die Gelenke in einer Stellung von 0 Grad zur RA schon ein gewisses Blurring aufweisen (Abb. 11, Studienbild #1), wohingegen die Aufnahmen mit einem Winkel von beispielsweise 90 Grad zur RA weniger anfällig für dieses Bildartefakt sind (z.B. Abb. 11 Studienbild #9).

Abbildung 11: Bildqualität bei unterschiedlichen Aufnahmewinkeln auf der Detektorplatte



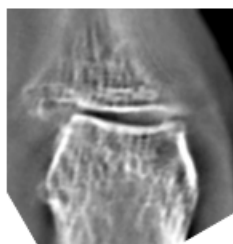
1



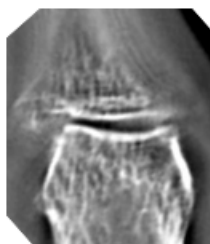
2



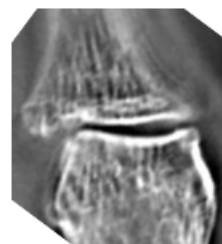
3



4



5



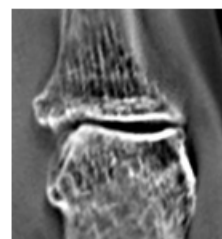
6



7



8



9



10

Abb. 11 (#1-10): In diesem nicht randomisierten Beispiel sind die in unterschiedlicher Qualität abgebildeten Gelenkspalte des Endgliedes D-III der rechten Hand abgebildet. Gut erkennbar ist die zunehmende Bildqualität von 0 Grad (Bild #1) bis 90 Grad (Bild #10). Die beste Darstellung der Gelenkspalte wird bei der Lagerung in 90 Grad Stellung zur Rotationsachse erzielt.

3.1.3.2 Bildqualität in Abhängigkeit von der Röhrenstromstärke

Die angefertigten Aufnahmen werden vollständig rekonstruiert und auf eine lokale Festplatte exportiert. Für die erforderliche Beurteilung werden die einzelnen Studien nachbearbeitet und auf die Region von Interesse, (engl.: region of interest, ROI) begrenzt. Folgende ROI's werden für die Beurteilung festgelegt: Endglied des dritten Strahls, Os metacarpale V (MCP V), Os capitatum und distaler Radius.

Für die Beurteilung werden die Röntgenbilder erneut durchmischst, um dem Betrachter eine unvoreingenommene Beurteilung zu ermöglichen (Abbildung 12 bis 15).

Abbildung 12: Endglied D-III bei verschiedenen Röhrenstromstärken zw. 56 und 450 mAs.

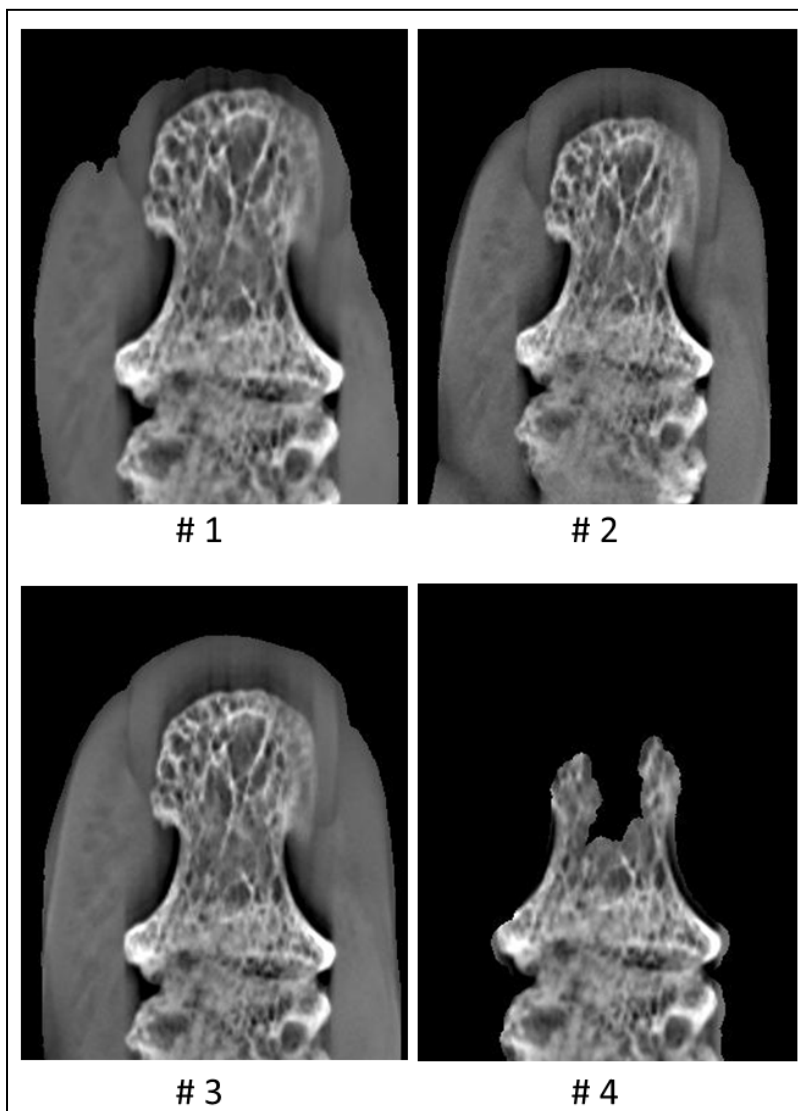


Abb. 12 (#1-4): Das Bild zeigt die Endglieder des dritten Strahls bei unterschiedlichen Röhrenstromstärken, anonymisiert für die Befunder. Im vorliegenden Fall ist die Zuordnung wie folgt: #1= 220 mAs, #2= 110 mAs, #3= 56 mAs und #4= 450 mAs. Gut sichtbar ist die zunehmend schlechtere Abgrenzbarkeit des Knochens und des Weichteilmantels bei höheren Röhrenstromstärken.

Abbildung 13: Os capitatum bei verschiedenen Röhrenstromstärken zw. 56 und 450 mAs

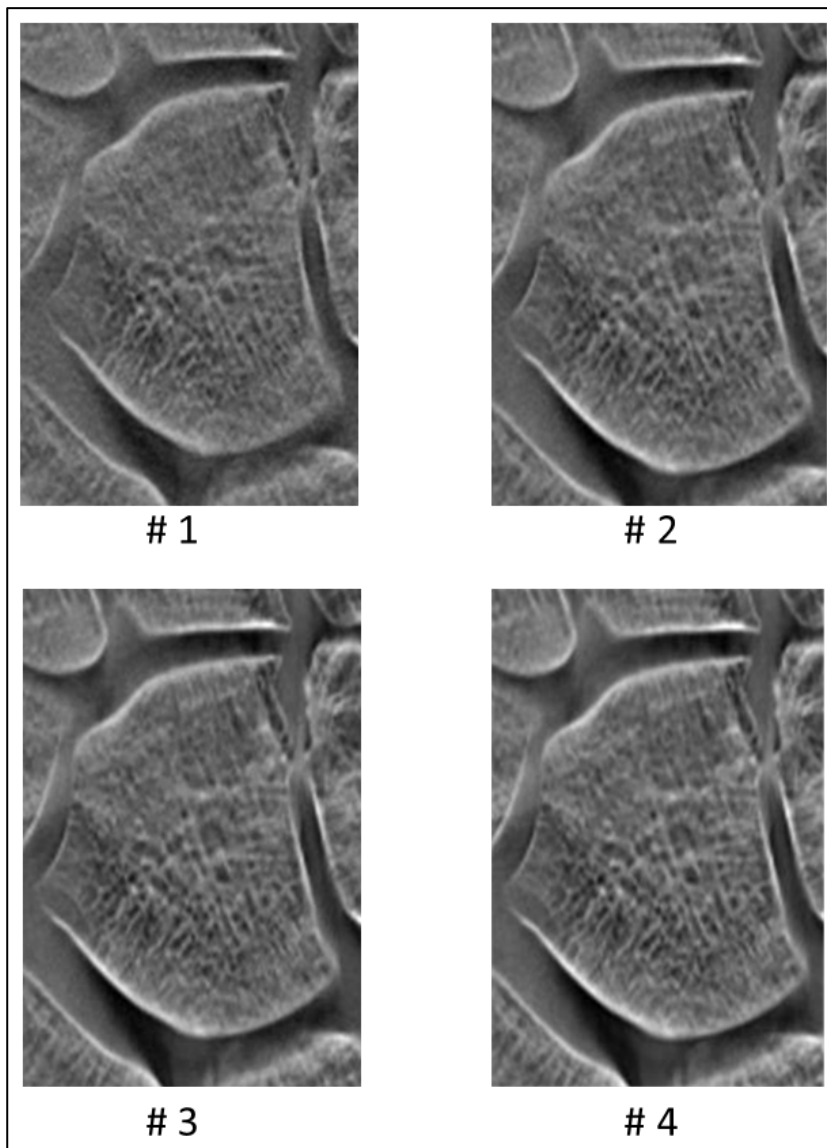


Abb. 13 (#1-4): Das Bild zeigt das Os capitatum bei unterschiedlichen Röhrenstromstärken, anonymisiert für die Befunder, vor der Durchmischung der Bilder. Die Zuordnung ist wie folgt: #1= 56 mAs, #2= 450 mAs, #3= 110 mAs und #4= 220 mAs. Gut sichtbar ist, dass trotz der 8-fachen Röhrenstromstärke (#2) für das Os capitatum keine relevante Verbesserung des Bildeindrucks im Vergleich zum Bildeindruck bei 56 mAs (#1) abgrenzbar ist.

Abbildung 14: Distaler Radius bei verschiedenen Röhrenstromstärken zw. 56 und 450 mAs

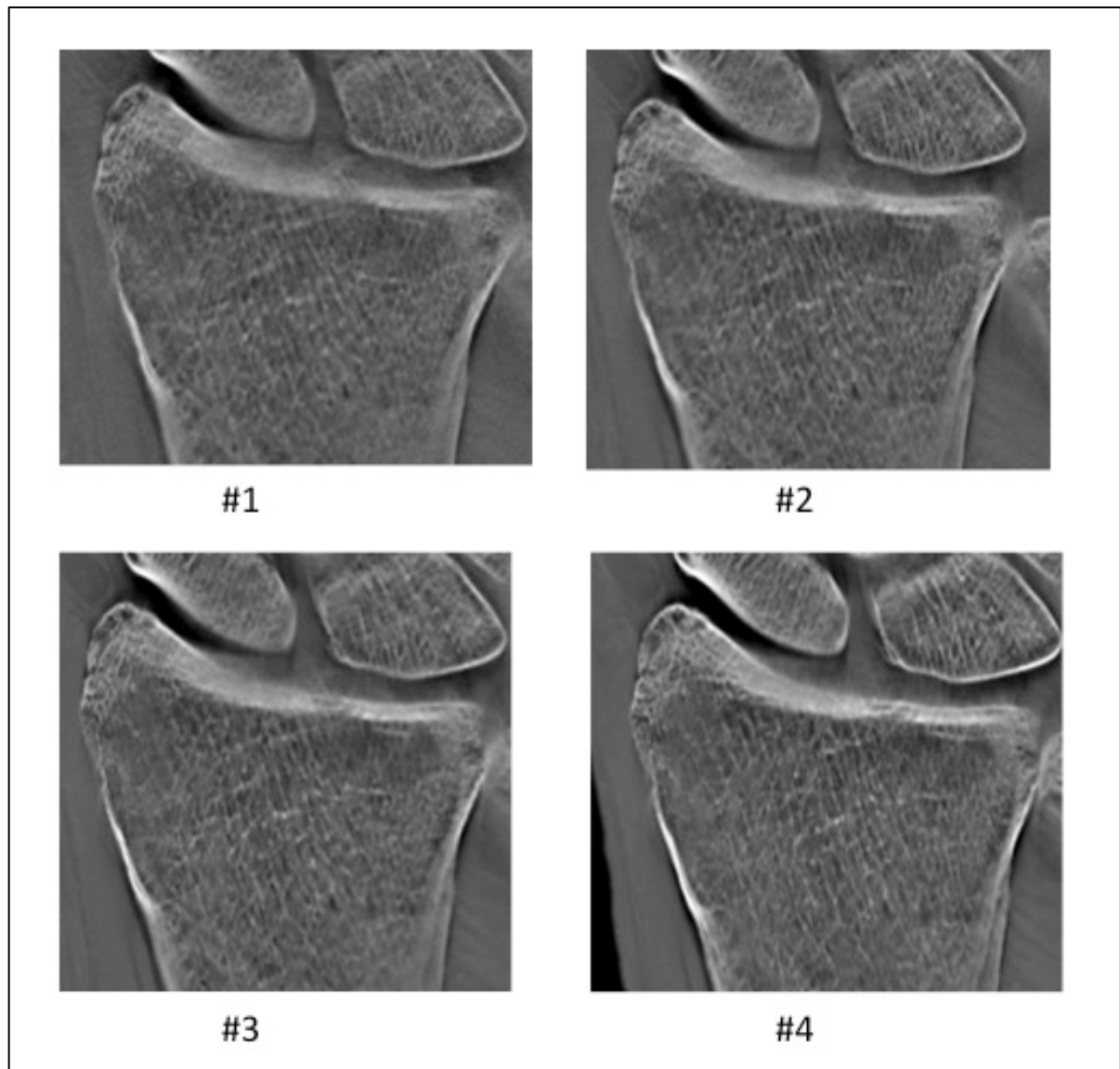


Abb. 14 (#1-4): Das Bild zeigt den distalen Radius bei unterschiedlichen Röhrenstromstärken, anonymisiert für die Befunder, vor der Durchmischung der Bilder. Die Zuordnung ist wie folgt: #1= 56 mAs, #2= 450 mAs, #3= 110 mAs und #4= 220 mAs.

Abbildung 15: Os metacarpale V bei versch. Röhrenstromstärken von 56 bis 450 mAs

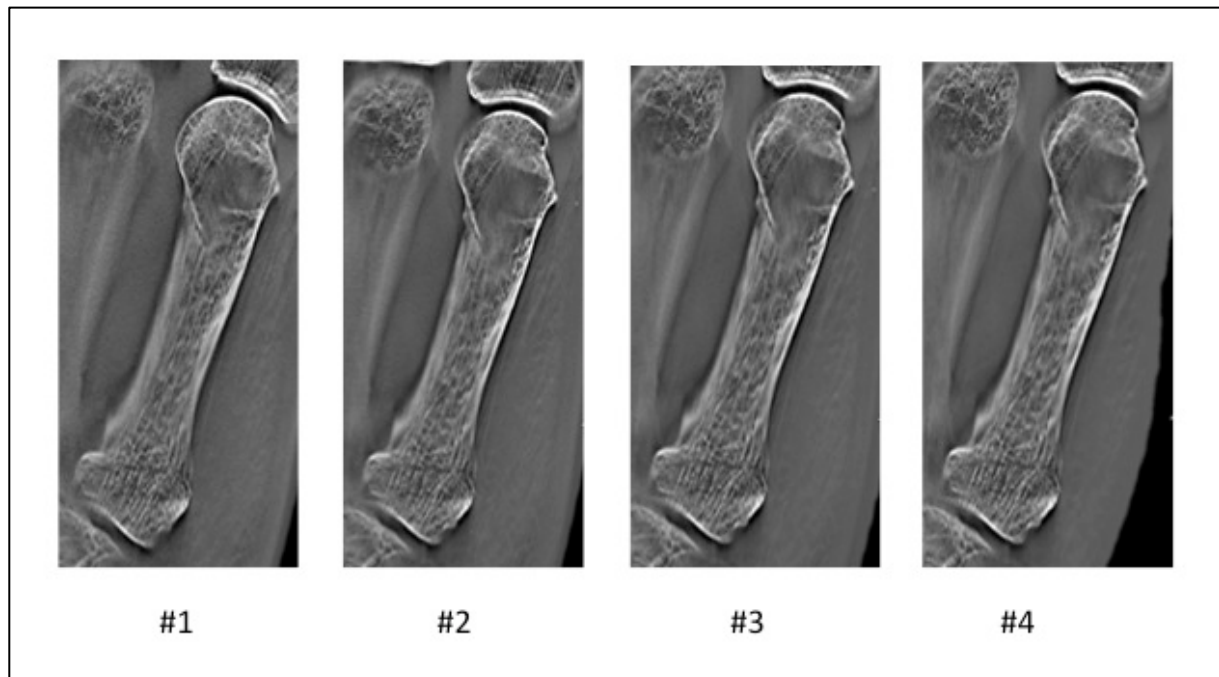


Abb. 15 (#1-4): Das Bild zeigt das Os metacarpale bei unterschiedlichen Röhrenstromstärken, anonymisiert für die Befunder, vor der Durchmischung der Bilder. Die Zuordnung ist wie folgt: #1= 56 mAs, #2= 450 mAs, #3= 110 mAs und #4= 220 mAs.

3.1.3.3 Vergleichende Quantifizierung der ossären Läsionen zwischen KR und CT

Alle Befunder haben nach erfolgter Trainings- und Lernphase mit den Tomosynthesestudien alle anonymisierten Studien vollständig vorliegend. Die Einhaltung von 3 Monaten zwischen den einzelnen Studien wird erfüllt. Gemäß des Protokolls für die Durchführung haben alle Befunder zunächst die Röntgenbilder analysiert, gefolgt von den Studien der DT und CT. Alle Befundungen erfolgen individuell von den jeweiligen Befundern. Die detektierten Läsionen werden auf den standardisierten Auswertebögen festgehalten. Alle Auswertebögen werden von den Befundern ausgefüllt. Zur statistischen Auswertung liegen alle Bögen vor.

3.1.4 Statistische Auswertung

3.1.4.1 Bildqualität in Abhängigkeit der variablen Lagerung der Hand auf der Detektorplatte

Die Bildbeurteilung in Abhängigkeit der Winkel wird in einer ordinalen Regressionsanalyse ausgewertet und nach Untersuchern gesplittet. Im ersten Versuch werden alle 10 Winkel von

5 der 20 untersuchten Hände ausgewertet um zu sehen, ob es signifikante Qualitätssprünge gibt, die es erlauben, die Anzahl der zu erhebenden Winkel einzugrenzen.

Die Fallzahl (N=600) der zu beurteilenden Winkel ergibt sich für die 5 Hände wie folgt: Drei Befunder beurteilen jeweils vier Gelenke (distales Interphalangealgelenk (DIP), proximales Interphalangealgelenk (PIP), metacarpophalangeales Gelenk (MCP-Gelenk) und Articulatio mediocarpalis) bei zehn unterschiedlichen Winkeln auf der Detektorplatte an jeweils fünf Händen. Für jede Winkeleinstellung ergeben sich somit N=60 Ergebnisse (Tabelle 3). Alle Daten werden vollständig erhoben und ausgewertet.

Tabelle 3: Summe der Anzahl der jeweiligen Bildurteile aller Befunder und Gelenke der jeweiligen Winkelstellung von 0 bis 90 Grad

		Urteil					Gesamt
		1,0	2,0	3,0	4,0	5,0	
Grad	0	26	28	6	0	0	60
	10	12	38	9	1	0	60
	20	9	23	25	3	0	60
	30	6	16	26	11	1	60
	40	1	11	22	21	5	60
	50	2	8	15	27	8	60
	60	0	3	9	30	18	60
	70	0	0	10	19	31	60
	80	0	0	4	9	47	60
	90	0	0	3	7	50	60
Gesamt		56	127	129	128	160	600

Tabelle 3: Summe der Bildurteile aller Befunder und aller Gelenke bei der jeweiligen Winkelstellung der Hand. Während bei 0 Grad 54 (90 %) der Beurteilungen mit der Note 1 und 2 vergeben werden, finden sich keine guten und sehr guten Beurteilungen. Bei 90 Grad sind keine Bewertungen mit der Note 1 oder 2 abgrenzbar, und 57 Bewertungen (95 %) gut bis sehr gut.

Bei 0 Grad kann weder ein gutes, noch ein sehr gutes Bildurteil erzielt werden. Nur 10 % (N=6) der Befunde bei 0 Grad sind mit der Note 3 klinisch verwertbar (Tabelle 3). Bei 30 Grad gibt es den ersten größeren Sprung in der Beurteilung mit der Bildqualitätsnote 4 oder 5 (gut und sehr gut). Hier sind, je nach untersuchtem Knochen, mindestens 20% aller Bildurteile positiv. Die positiven Ergebnisse können mit höheren Winkeln im Vergleich zur Rotationsachse gesteigert werden, sodass ab einem Winkel von 60 Grad mindestens 60% aller Bildurteile im guten bis sehr guten Bereich liegen. Zudem ist eine Ausrichtung von 60 Grad zur RA der Winkel, an dem keines der Bilder die schlechteste Bildnote 1 erzielt. Bei einem Winkel von 90 Grad liegen über 95% (N=57) der Bildurteile im guten bis sehr guten Bildnotenbereich (Skalawert 4 und 5). Die Anzahl der Bildurteile mit der Note 1 und Note 2 ist hier Null, sodass 100% (N=60) aller beurteilten Gelenke bei einer Stellung von 90 Grad klinisch verwertbar sind (Tabelle 3). Hervorzuheben ist hier allerdings, dass die Bildnoten an den Metakarpalgelenken ab einer Ausrichtung von 30 Grad oder mehr zur RA generell etwas schlechter ausfallen als die Bildnoten der übrigen Gelenke. Dies zeigt sich in einer leichten Rechtsverschiebung der Kurve mit etwas flacherem Anstieg.

Da die Qualitätssprünge in der Beurteilung der Hände bei etwa 30% und 60% liegen (Abb. 16), wird nach der Analyse der initialen 5 Hände bei der folgenden Auswertung aller 20 Hände der Focus auf diese 4 Winkel gelegt. Die im Folgenden zu beurteilenden Winkel liegen bei 0 Grad, 30 Grad, 60 Grad und 90 Grad. Für die Gesamtbeurteilung werden die bereits erhobenen Beurteilungen der ersten 5 Hände in die Auswertung mit einbezogen. Die Fallzahl (N=960) ergibt sich aus der Anzahl der Befunder (n=3), der Anzahl der Hände (n=20) und der beurteilten Gelenke je Hand (n=4) sowie der Anzahl der verschiedenen Winkel (n=4). Alle Bilder werden von den Radiologen vollständig gesichtet und beurteilt und die daraus resultierenden Daten werden vollständig in die statistische Auswertung eingeschlossen (Tabelle 4).

Abbildung 16: Bildqualität in der Tomosynthese in Abhängigkeit der Ausrichtung der Hände zur Rotationsachse der Röntgenröhre

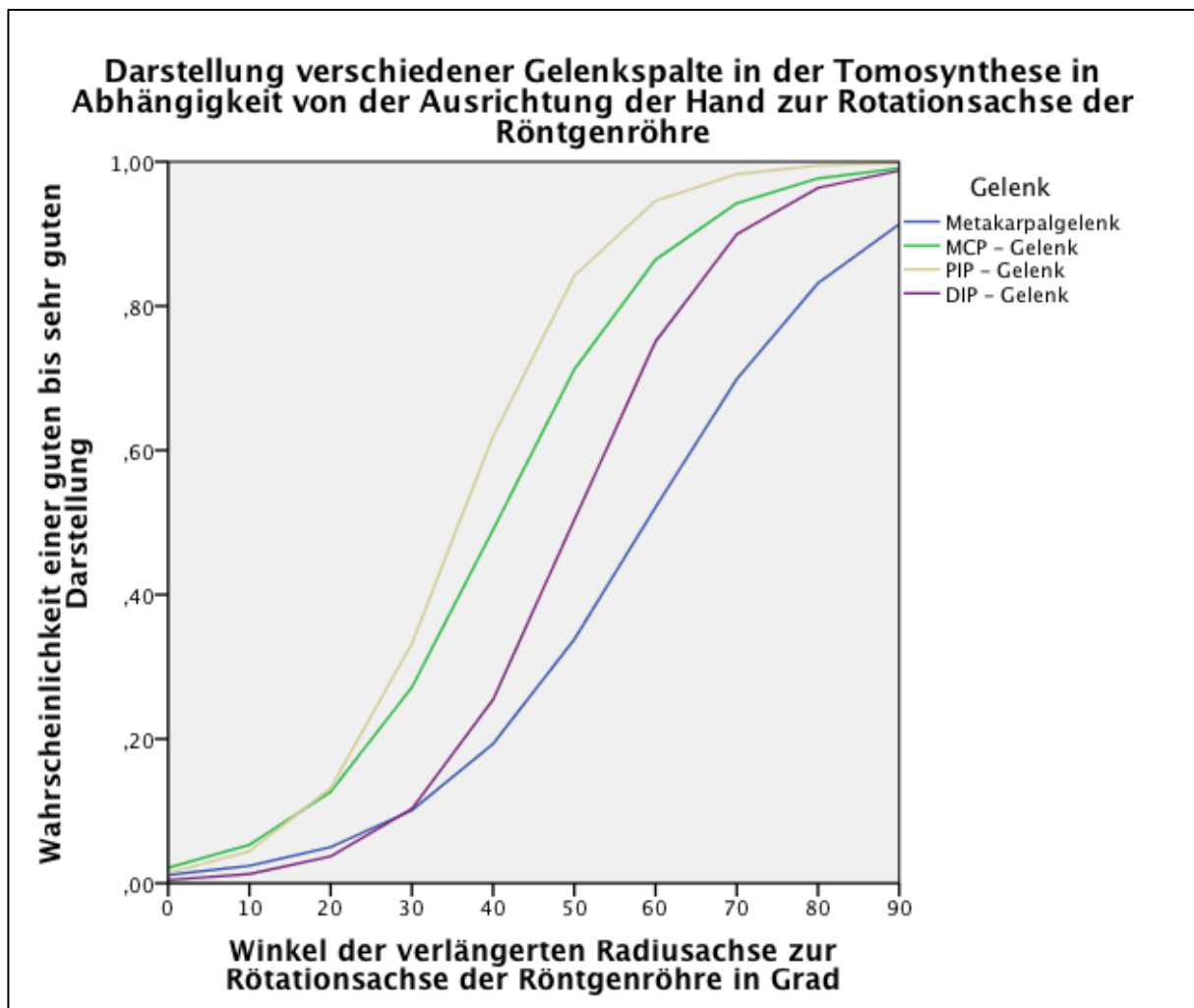


Abb. 16: Das Bild zeigt die Wahrscheinlichkeit eines guten bis sehr guten Bildurteils in Abhängigkeit von der Lage der Hand auf der Detektorplatte. Bei 0 Grad sind weniger als 5% der Bildurteile im guten bis sehr guten Bereich (Note 4 oder 5 auf der Lickert Skala). Ab 30 Grad sind mindestens 20% aller Bildurteile positiv. Ab 60 Grad zur RA sind mindestens 60% aller Bildurteile im guten bis sehr guten Bereich, bei 90 Grad sogar über 90%.

Tabelle 4: Auflistung der erhobenen gültigen und ungültigen Daten für die Statistische Auswertung.

Verarbeitete Fälle						
	Fälle					
	Gültig		Fehlend		Gesamt	
	N	Prozent	N	Prozent	N	Prozent
Bildurteile aller Befunder und Gelenke	960	100,0%	0	0,0%	960	100,0%

Tabelle 4: Erhebung über die Vollständigkeit der in die statistische Auswertung einfließenden Daten in der Auswertung der Bildurteile von 3 Befundern über jeweils 4 Gelenke von 20 Händen bei 4 verschiedenen Winkeln (0 Grad, 30 Grad, 60 Grad und 90 Grad).

Die erhobenen Daten sind für die jeweiligen Aufnahmeregionen in der Tabelle 5 dargestellt. Die Tabelle 6 zeigt jeweils die Summe der Beurteilungen aller Aufnahmen und Befunder für die jeweilige Bildqualität bei den entsprechenden Aufnahmewinkeln zwischen 0 und 90 Grad. Keine der Aufnahmeregionen wird bei einem Aufnahmewinkel von 0 Grad mit gut oder sehr gut (Note 4 oder 5) beurteilt. Klinisch verwertbar (gemäß der Einstufung der Note 3 oder höher) sind bei 0 Grad zur RA lediglich 33 von 240 Aufnahmen (13,75%). Mit größer werdenden Aufnahmewinkeln zeigen alle Studien eine zunehmende Anzahl an guten und sehr guten Benotungen. Bei 90 Grad werden insgesamt nur 4 von 240 Aufnahmen mit der Note 1 und 10 Aufnahmen mit der Note 2 bewertet. Das entspricht ca. 5,83%. Insgesamt werden 146 Aufnahmen (60,83%) bei einem Winkel von 90 Grad mit der Note 5 (sehr gut) bewertet. Fälle mit Note 4 (gut) oder 5 (sehr gut) machen 84,17% (N= 202) am Gesamtanteil aus. Als klinisch verwertbar (Note 3 bis 5) werden bei einem Winkel von 90 Grad 226 Aufnahmen (94,17%) eingestuft (Tabelle 6).

Tabelle 5: Auflistung der erhobenen Befunde nach Gelenken bei 0, 30, 60 und 90 Grad.

Gelenk			Urteil					Gesamt
			1,0	2,0	3,0	4,0	5,0	
Metakarpalgelenk	Winkel	0	17	31	12	0	0	60
		30	8	29	17	6	0	60
		60	1	8	29	16	6	60
		90	1	4	15	28	12	60
	Gesamt		27	72	73	50	18	240
MCP-Gelenk	Winkel	0	10	32	18	0	0	60
		30	1	15	33	11	0	60
		60	0	6	9	34	11	60
		90	0	0	5	8	47	60
	Gesamt		11	53	65	53	58	240
PIP-Gelenk	Winkel	0	16	41	3	0	0	60
		30	3	8	38	10	1	60
		60	3	0	7	37	13	60
		90	0	2	1	5	52	60
	Gesamt		22	51	49	52	66	240
DIP-Gelenk	Winkel	0	34	26	0	0	0	60
		30	8	22	26	4	0	60
		60	3	9	17	27	4	60
		90	3	4	3	15	35	60
	Gesamt		48	61	46	46	39	240

Tabelle 5: Die Tabelle zeigt die Aufteilung der Gesamtbefunde in die jeweiligen Gelenke. Während die Ergebnisse der metakarpalen Gelenke auch bei 0 Grad zu 20% (N=12) im klinisch verwertbaren Bereich liegen sind die Urteile bei 90 Grad deutlich schlechter als die Urteile der übrigen Gelenke bei 90 Grad.

Tabelle 6: Anzahl der bei den jeweiligen Winkelstellungen erhobenen Bildurteile, gemittelt über alle drei Befunder und alle bewerteten Gelenke und Winkel

Gelenk			Urteil					Gesamt
			1,0	2,0	3,0	4,0	5,0	
Gesamt	Winkel	0	77	130	33	0	0	240
		30	20	74	114	31	1	240
		60	7	23	62	114	34	240
		90	4	10	24	56	146	240
	Gesamt		108	237	233	201	181	960

Tabelle 6: Die Tabelle zeigt die Gesamtheit der von den 3 Befundern erhobenen Urteile aller Gelenke, aufgeteilt nach Winkeln und Gesamtnote. Bei Winkeln von 0 Grad wurden bei 207 (86,25%) Befunden eine Note 1 oder 2 vergeben und somit als klinisch nicht verwertbar eingestuft. Eine exzellente Bildqualität (Note 4 oder 5) wurde bei 0 Grad in keinem Fall vergeben. Bei einem Winkel von 90 Grad wurde hingegen bei 202 Befunden die Note gut und sehr gut vergeben (84,17%).

Auffällig ist die unterschiedliche Beurteilung des Metakarpalgelenkes, welches von Befunder 1 und Befunder 3 schlechter bewertet wird als von Befunder 2. Alle Befunder vergeben bei Winkeln von 0 Grad schlechte Bewertungen, sodass eine zu erwartende Bewertung mit dem Ergebnis einer klinischen Verwertbarkeit bei unter 10 Prozent liegt. Mit steigendem Winkel werden die Bildurteile zunehmend positiv. Die besten Bildurteile werden für alle untersuchten Gelenke bei 90 Grad erzielt (Abb. 17). Bezieht man das Metakarpalgelenk nicht in die Analyse mit ein, dann sind bei einem verwendeten Winkel von 90 Grad zur RA über 80% aller zu erwartenden Ergebnisse aller Untersucher im guten bis sehr guten Bereich.

Abbildung 17: Wahrscheinlichkeit eines guten bis sehr guten Bildergebnisses in Abhängigkeit der erhobenen Winkel.

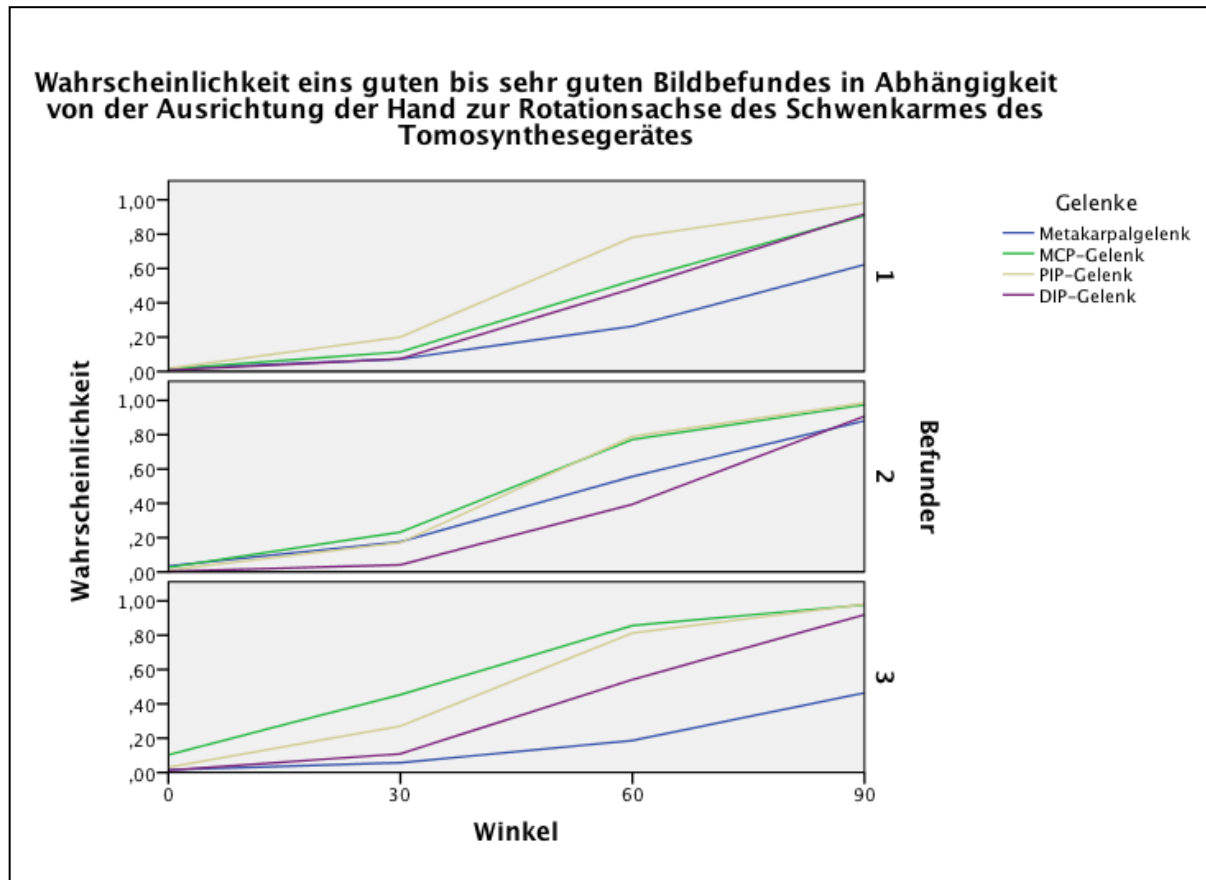


Bild 17: Die Grafik zeigt die Wahrscheinlichkeit der zu erwartenden guten bis sehr guten Befunde (Note 4 und 5), aufgeteilt nach Untersucher. Auffällig ist die unterschiedliche Beurteilung des Metakarpalgelenkes, welches von Befunder 1 und Befunder 3 jeweils etwas schlechter bewertet wird als von Befunder 2. Die übrigen Gelenke werden von den Befundern überwiegend ähnlich beurteilt, insbesondere bei 60 und 90 Grad. Das beste Ergebnis wird für alle Gelenke bei allen Befunder bei 90 Grad erreicht.

3.1.4.2 Bildqualität in Abhängigkeit von der Röhrenstromstärke

Alle Befunder beurteilen an 20 Händen jeweils vier definierte Knochen. Die zur Auswertung einbezogenen Knochen sind das Endglied des dritten Strahls, das Os capitatum, MCP 5 und distaler Radius. Ausgewertet werden die Knochen bei 4 verschiedenen Röhrenstromstärken (56, 110, 220, 450 mAs). Drei der Knochen liegen entlang der longitudinalen Achse, die für die Ausrichtung im Vorversuch bereits benutzt wird (siehe Abbildung 7), ausgehend vom Radius durch das Endglied 3. Das MCP liegt neben dieser gedachten Achse, nahe der Detektorgrundlinie. Alle Daten werden vollständig erhoben. Die sich daraus ergebende Fallzahl beträgt für die unterschiedlichen Röhrenstromstärken jeweils N=240. Die Fallzahlen

errechnen sich wie folgt: Drei Befunder (n=3) beurteilen jeweils vier verschiedene Knochen (n=4): den Radius, das Os capitatum, das Endglied D3 und das MCP 5 an 20 Händen (n=20). Alle Daten wurden vollständig erhoben.

Für die Röhrenstromstärke von 56 mAs liegt der Median bei der Note $3 \pm 1,2$ und für 110 mAs bei einem Bildurteil der Note $3 \pm 1,3$. Die untere bzw. obere Quartile liegen jeweils bei der Note 2 bzw. bei der Note 4. Bei 220 mAs liegt der Median bei Note $4 \pm 1,2$ und kennzeichnet gleichzeitig das obere Quartil. Das untere Quartil wird durch das Bildurteil mit der Note 3 markiert. Für die Röhrenstromstärke von 450 mAs liegt der Median bei der Bildbeurteilungsnote $3 \pm 1,4$, die untere Quartile wird durch die Beurteilungsnote 1, die obere Quartile durch die Bildbeurteilungsnote 4 markiert. Die Auftragung in ein Boxplot Diagramm bescheinigt eine relativ konstante Beurteilung (Abb. 18).

Abbildung 18: Auftragung der über die Befunder und Knochen gemittelten Bildurteile in einem Boxplot-Diagramm

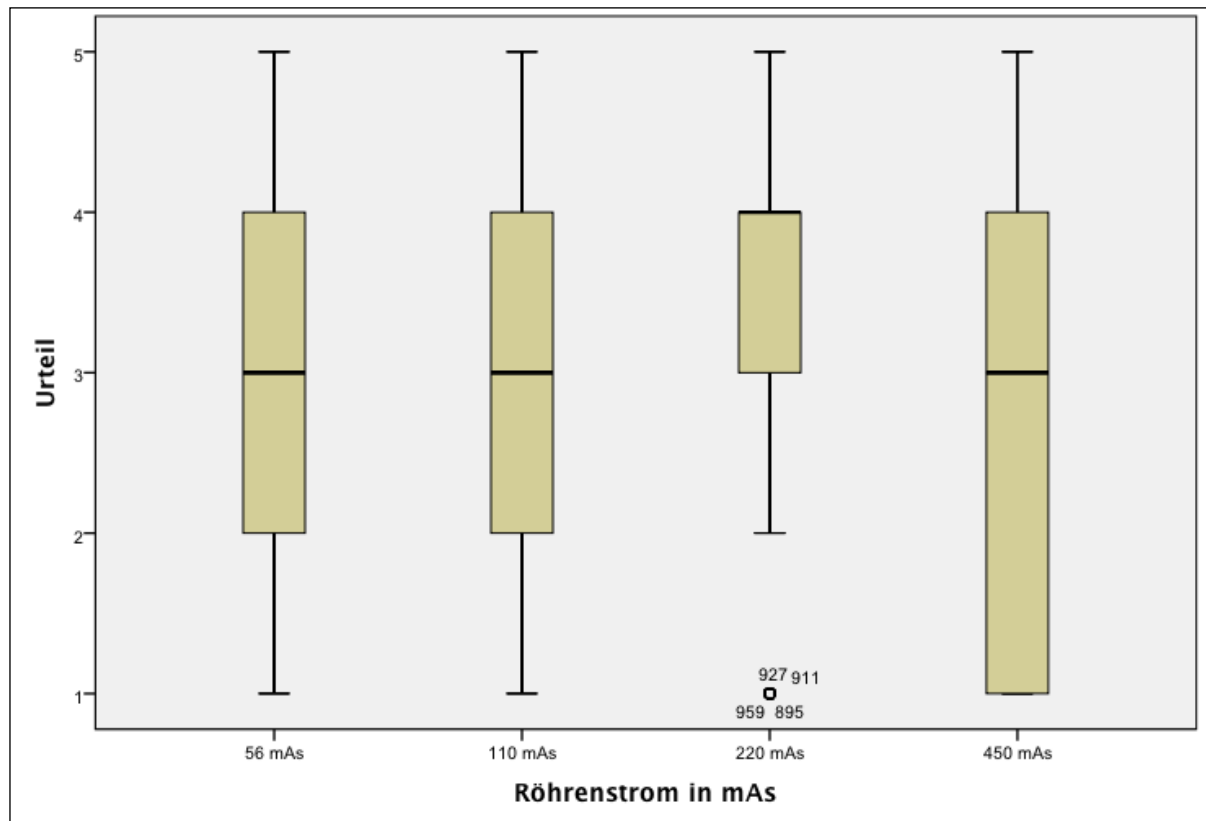


Abb. 18: Die Grafik zeigt die Gesamtheit der Bildurteile aller Befunder und untersuchten Knochen bei verschiedenen Röhrenstromstärken. Für eine Röhrenstromstärke von 56, 110 und 450 mAs ergeben sich Mittelwerte für das Urteil mit der Note 3. Für 220 mAs liegt der Mittelwert bei einem Urteil der Note 4.

Nach graphischer Aufsplittung der Bildurteile in Abhängigkeit der jeweiligen Knochen mit den zu erwartenden Bildurteilen zeigt sich jedoch, dass die Ergebnisse divergieren (Abb. 19). In Abhängigkeit der Röhrenstromstärke werden für die einzelnen Knochen unterschiedliche Urteile erhoben. Während die Bildeindrücke für das Os metacarpale V nahezu gleichbleibend schlecht sind und überwiegend Bildeindrücke mit der Note 1 und 2 vergeben werden, werden die Bildeindrücke für den Radius mit steigender Röhrenstromstärke stetig besser. Mit zunehmender Röhrenstromstärke werden für den distalen Radius zunehmend Benotungen mit der Note 5 vergeben. Für das Endglied werden die Bildeindrücke mit zunehmender Röhrenstromstärke schlechter. Während die Bildeindrücke bei 56 mAs noch zu über 80% der Beurteilungsnote 4 und 5 (gut und sehr gut) entsprechen sind etwa 60 % der Endglieder bei

einer Röhrenstromstärke von 450 mAs mit der Note 1 und 2 und somit als klinisch nicht verwertbar eingestuft.

Abbildung 19: Auftragung der über die Befunder gemittelten Bildurteile bei verschiedenen Röhrenstromstärken getrennt nach Knochen

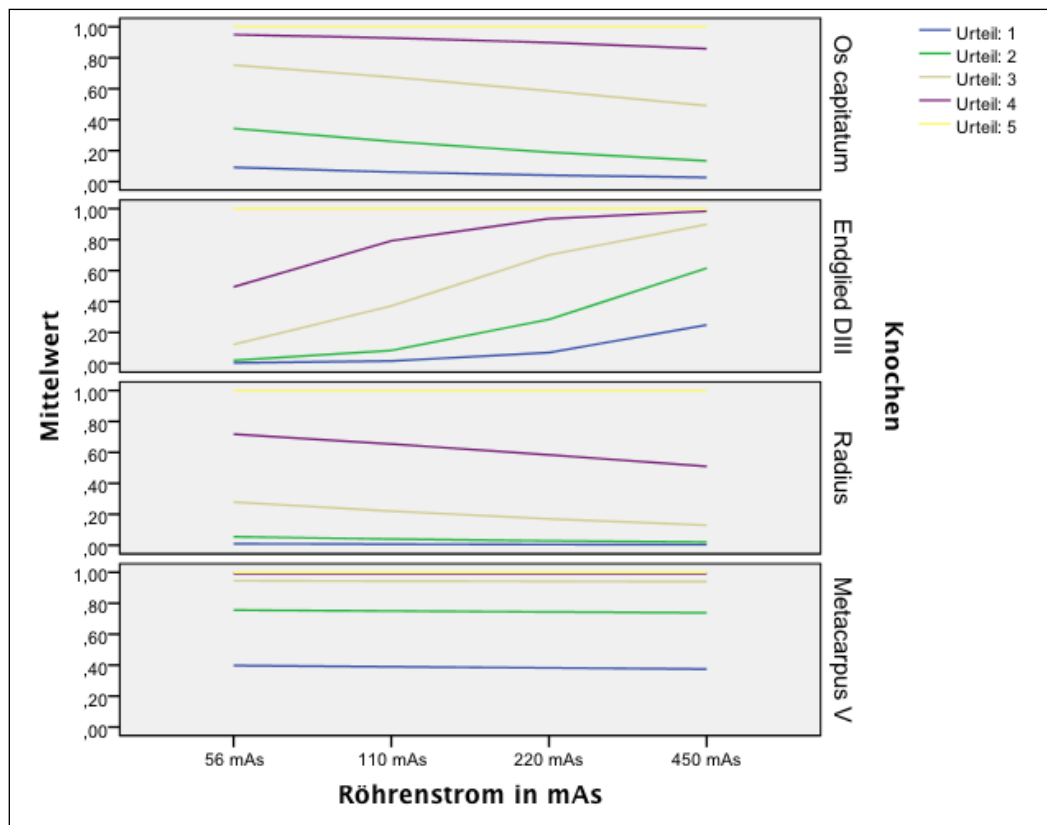


Abb. 19: Die Grafik zeigt die über die Befunder gemittelte Auftretungswahrscheinlichkeiten für das jeweilige Urteil der zu beurteilenden Knochen. Os capitatum, Endglied D-III, Os metacarpale und distaler Radius. Die Summe aller Urteile ist immer 100%. Wie zu sehen ist, sind die anteiligen guten bis sehr guten Bewertungen bei niedrigen Stromstärken insbesondere für das Endglied III höher und nehmen mit zunehmender mAs ab, wohingegen die schlechten Bewertungen anteilig zunehmen. Für den Radius und das Os capitatum gilt hingegen die umgekehrte Beobachtung. Hier werden die guten und sehr guten Bildbewertungen mit zunehmender Röhrenstromstärke geringfügig besser. Für das Os metacarpale V sind keine wesentlichen Veränderungen der Bildeindrücke detektierbar.

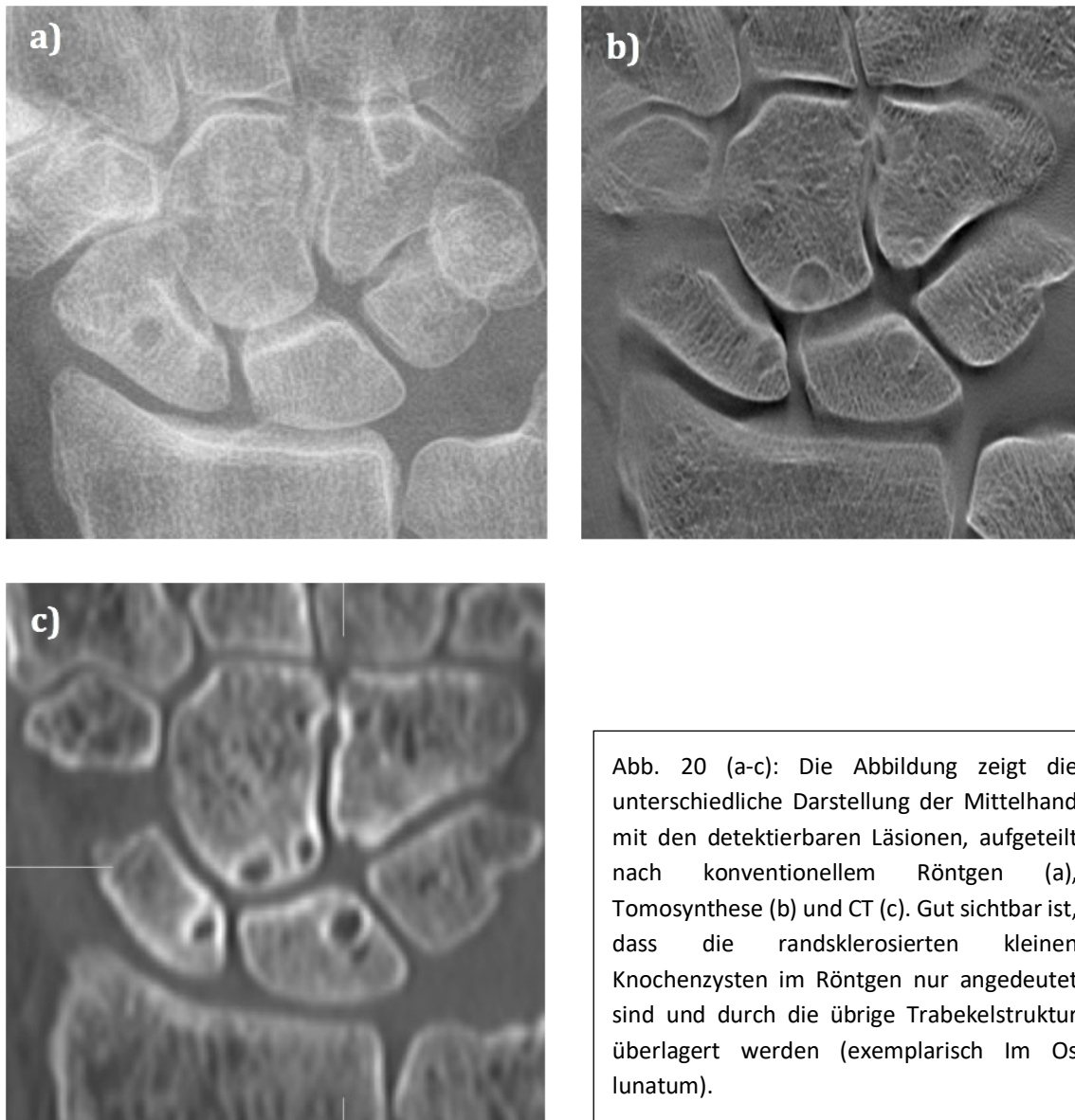
3.1.4.3 Quantifizierung der ossären Läsionen

Bei sämtlichen Händen (n=20) werden die detektierbaren ossären Läsionen für die jeweiligen Modalitäten Röntgen, Tomosynthese und Computertomographie von allen drei Auswertern gezählt. Zur Quantifizierung steht jedem Befunder der vollständige Bilddatensatz jeder

Modalität zur Verfügung. Als Läsionen gelten alle Befunde, die von der regelrechten Darstellung eines intakten Knochens abweichen.

Die unterschiedlichen Modalitäten und unterschiedlich detektierbaren Läsionen sind am Beispiel der Mittelhand in Abb. 20 dargestellt. Alle zur statistischen Auswertung notwendigen Datensätze werden vollständig erhoben.

Abbildung 20: Mittelhand in verschiedenen Modalitäten: Röntgen (a), digitale Tomosynthese (b) und im CT (c)



Die zwischen den einzelnen Befundern gemittelten Läsionen ergeben für das Röntgen einen Median von 7 (SD: $\pm 4,18$), für die Tomosynthese von 17 (SD: $\pm 9,21$) Läsionen und für die Computertomographie (Referenzstandard) einen Median von 23 (SD: $\pm 11,73$) Läsionen. Die graphische Darstellung (Abb. 21) veranschaulicht die Überlegenheit der Tomosynthese gegenüber der Projektionsradiographie und die nur gering schlechtere Performance im Vergleich zur CT.

Abbildung 21: Vergleich der Quantifizierung von Läsionen im Röntgen, in der DT und in der CT, gemittelt über drei Befunder

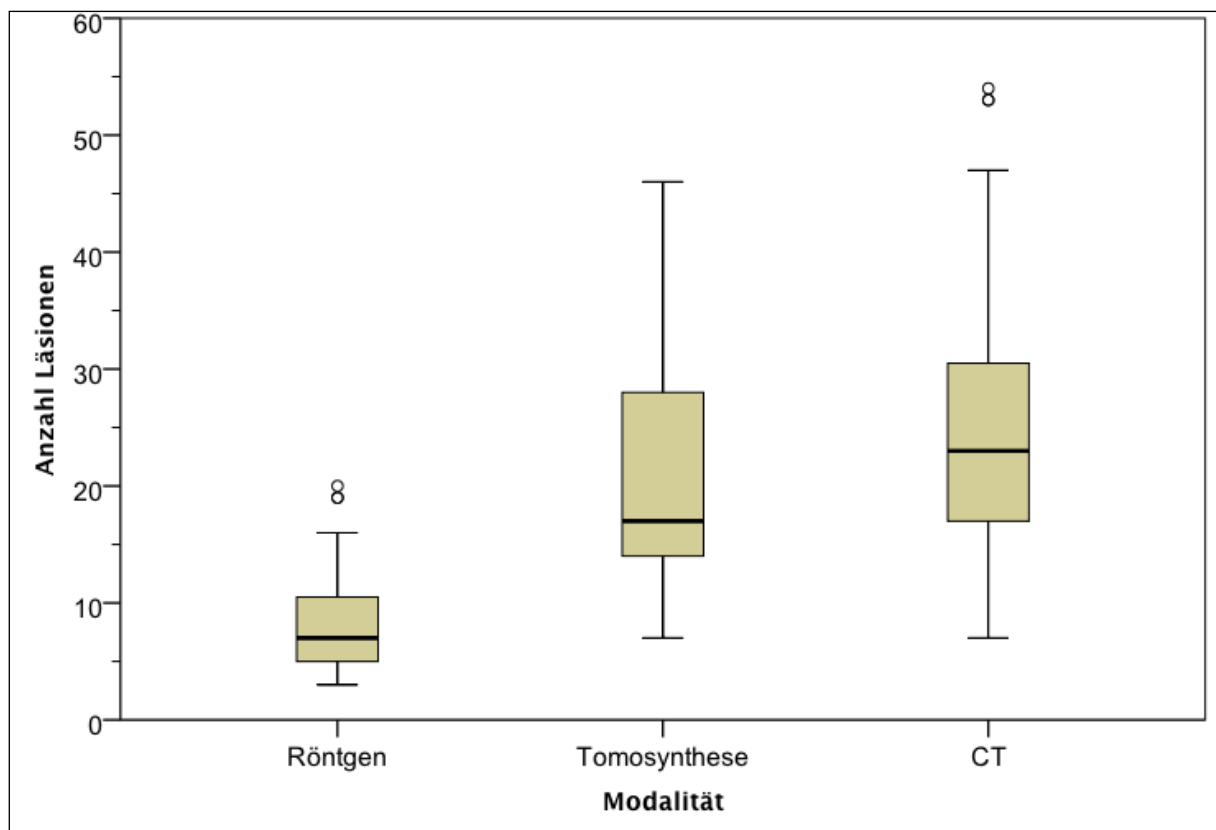


Abb. 21: Die Abbildung zeigt die Boxplot-Diagramme der zwischen den Untersuchern gemittelten detektierten Läsionen. Die wenigsten Läsionen wurden im Röntgen gezählt. In der Tomosynthese wurden nur geringfügig weniger Läsionen detektiert als in der Computertomographie.

Die Aufteilung der Quantifizierung nach Befunder und Modalität zeigt, dass die Untersucher keine signifikanten Unterschiede in der Detektion der einzelnen Läsionen aufweisen (Tabelle 7).

Tabelle 7: Aufteilung der Quantifizierung nach Befunder und Modalität

Befunder	Modalität	Mittelwert	Standardfehler	95% Wald-Konfidenzintervall	
				Unterer Wert	Oberer Wert
1	Röntgen	7,62	,596	6,54	8,89
	Tomosynthese	19,09	,949	17,31	21,04
	CT	23,57	1,057	21,58	25,73
2	Röntgen	7,35	,585	6,29	8,59
	Tomosynthese	18,35	,930	16,61	20,26
	CT	22,87	1,041	20,92	25,01
3	Röntgen	7,44	,589	6,37	8,69
	Tomosynthese	18,85	,943	17,09	20,80
	CT	24,45	1,077	22,42	26,65

Tabelle 7: Die Tabelle zeigt die Mittelwerte der detektierten Läsionen aller 20 Hände, aufgeteilt nach Untersucher und Modalität.

Die graphische Aufteilung der zwischen den Befundern gemittelten Läsionen erfolgt getrennt nach CR, DT und CT. In allen Fällen werden sowohl in der Tomosynthese als auch in der Computertomographie mehr Läsionen gezählt als im konventionellen Röntgen. In 2 Fällen werden in der Computertomographie weniger Läsionen gezählt als in der Tomosynthese (Abbildung 22: Hand 9 und Hand 20). Für Hand 11 werden in der CT und in der Tomosynthese durchschnittlich die gleichen Anzahlen an Läsionen detektiert. In den anderen Fällen ist die CT der Tomosynthese stets überlegen. Insgesamt werden in der CT 23,63 Läsionen gezählt. Damit werden mittels CT durchschnittlich 4,87 Läsionen mehr detektiert als mittels der Tomosyntheseuntersuchung. In allen Fällen ist die Tomosynthese mit durchschnittlich 18,76 gezählten Läsionen dem konventionellen Röntgen in der Detektion von knöchernen Läsionen um durchschnittliche 11,29 Läsionen überlegen. Im Röntgen werden durchschnittlich 7,47 Läsionen gezählt.

Abbildung 22: Anzahl der zwischen den Befundern gemittelten Läsionen, getrennt nach Untersuchungsmodalität.

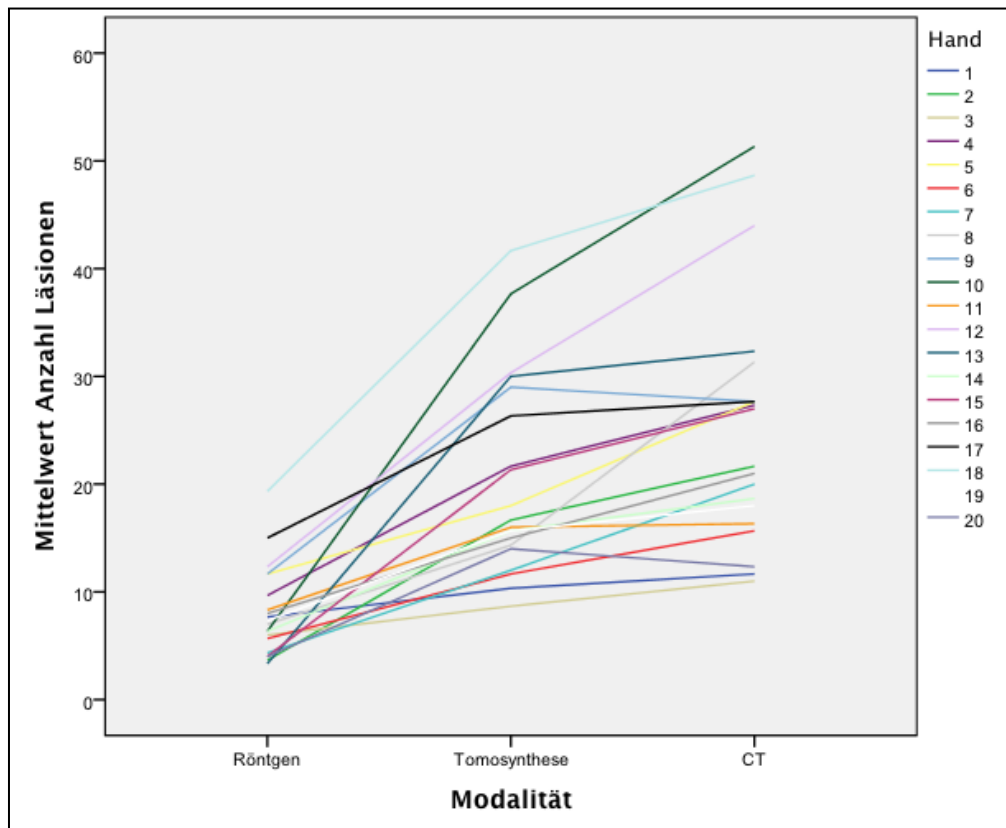


Abb. 22: Das Bild zeigt die einzelnen, zwischen den einzelnen Befundern gemittelten detektierten Läsionen im Vergleich zwischen Röntgen, Tomosynthese und CT. Im konventionellen Röntgen werden für alle 20 Hände die wenigsten Läsionen detektiert. Bis auf die Hand 9 und die Hand 20 werden in der Computertomographie mehr Läsionen detektiert als in der Tomosynthese.

4 Diskussion

4.1 Synopsis der wichtigsten Ergebnisse

Die Tomosynthese ist eine bildgebende Modalität, die hochauflösende Schichtbilder mit Auflösung in Z-Richtung liefert. Die Akquirierung der Bilder dauert am verwendeten Scanner in allen Fällen weniger als 30 Sekunden.

Die Bildqualität hängt im Wesentlichen von der Lagerung des Untersuchungsobjektes auf der Detektorplatte ab. Die beste Bildqualität wird mit einer longitudinal zur Bewegungsrichtung ausgerichteten Hand erreicht, was einer senkrecht zur Rotationsachse der Röntgenröhre ausgerichteten Lagerung entspricht. Das Verhältnis der klinisch verwertbaren Studien zu denen, die klinisch nicht ausreichend beurteilbar sind, kann allein durch die unterschiedliche Lagerung auf der Detektorplatte von 13,75% auf 94,17% gesteigert werden.

Eine Erhöhung der Röhrenstromstärke auf das zweifache, das 4-fache und das 8-fache der ursprünglichen Dosis von 56 mAs liefert keine wesentliche Steigerung der Bildqualität. Die Bildqualität ist für 94,17% der untersuchten Knochen in der Gesamtheit aller Knochen bei einer Lagerung von 90 Grad und 56 mAs im diagnostischen Bereich. Bei höheren Röhrenstromstärken, insbesondere bei 220 mAs und 450 mAs nimmt die Bildqualität für die Endglieder des dritten Strahls aufgrund von vermehrt nachweisbaren Rekonstruktionsartefakten sogar massiv ab.

Die Tomosynthese ist dem konventionellen Röntgen in der Quantifizierung von Läsionen in allen Fällen überlegen. In dieser Studie kann in der Tomosynthese das 2,51-fache an Läsionen gezählt werden, verglichen mit der Detektion von Läsionen im KR. In der Computertomographie kann bei der Quantifizierung der Läsionen durchschnittlich das ca. 1,26-fache an Läsionen gezählt werden, verglichen mit der dem CT unterlegenen DT. Interessanterweise werden an zwei Händen in der Computertomographie weniger Läsionen gezählt als in der Tomosynthese.

4.2 Interpretation der eigenen Ergebnisse

Die Ergebnisse des ersten Teilversuchs zeigen, dass die Tomosynthese eine bildgebende Modalität ist, die eine sehr gute Ortsauflösung bieten kann. Diese hängt jedoch sehr stark von der Lagerung des Untersuchungsobjektes auf der Detektorplatte und den daraus resultierenden Artefakten im späteren Bild ab. Bei einer Akquirierung der Daten über einen Schwenkwinkel der Röntgenröhre von 50 Grad in halb-isozentrischer Bewegung muss man

sich folglich vor der Untersuchung überlegen, welche anatomische Struktur man abgebildet haben möchte und diese entsprechend longitudinal zur Bewegungsrichtung der Röhre ausrichten, um mögliche Artefakte während der Aufnahme zu minimieren.

Eine zu starke Erhöhung der Röhrenstromstärke führt insbesondere bei kleinen anatomischen Strukturen, wie z.B. bei Endgliedern unter Umständen zu Bildartefakten in den Rekonstruktionen und resultiert somit in einer Einschränkung der Bildqualität. Da eine Erhöhung der Röhrenstromstärke zu keiner wesentlichen Verbesserung der Bildqualität führt, sollte aus strahlenhygienischer Sicht auch darauf verzichtet werden.

Im klinischen Alltag wird es zunächst nur wenige wirklich therapierelevante Indikationen für die Durchführung einer DT geben. Aufgrund der guten Ortsauflösung eignet sich die Tomosynthese besonders gut für die Interpretation von degenerativen Gelenkerkrankungen und gelenknahen ossären Läsionen, wie zum Beispiel kleiner Knochenzysten. Die Ergebnisse legen nahe, dass auch Frakturen als ossäre Läsionen in der Tomosynthese aufgrund der hohen Ortsauflösung prinzipiell erfasst werden können. Eine diesbezügliche Bestätigung kann aufgrund fehlender Frakturen in dieser Studie nicht erbracht werden.

4.3 Interpretation im Kontext der bisherigen Datenlage

Eine dezidierte Studie, die die Lagerung der Untersuchungsobjekte in der Tomosynthese systematisch untersucht und einen Zusammenhang zwischen Bildqualität und Lage auf dem Detektor klärt existiert bislang nicht. Die gewonnenen Ergebnisse können essentielle Erkenntnisse für die Weiterentwicklung der Bildgebung von Händen in der Tomosynthese liefern. Die optimale Lagerung auf der Detektorplatte ist als ein wesentlicher Pfeiler in der Akquisition klinisch verwertbarer Studien zu sehen und wird bislang nicht berücksichtigt.

Auch eine strukturierte Ausarbeitung von Bildqualität in Abhängigkeit zur applizierten Dosis ist bislang nicht erhoben worden. Hier kann diese Studie ebenfalls Erkenntnisse liefern. Es kann gezeigt werden, dass Strahlenhygiene in der Tomosynthese ein beachtenswerter Aspekt ist und die Dosissteigerung allenfalls einen geringen Beitrag liefern kann, wenn es um die Beurteilung größerer anatomischer Volumen wie den distalen Radius geht. Da bei kleineren Untersuchungsobjekten eine Dosiserhöhung unter Umständen sogar in einer schlechteren Bildqualität resultiert, sollte die Dosisreduktion nicht zuletzt hinsichtlich der Strahlenhygiene erfolgen.

Hinsichtlich der Quantifizierung von Läsionen existieren schon zwei Studien [1, 11] für Patienten mit rheumatoider Arthritis. Eine Quantifizierung unter Einhaltung der erhobenen Ergebnisse der ersten und zweiten Teilversuche bestätigt diese Studien unter bestmöglicher Lagerung der Untersuchungsobjekte in der Tomosynthese. Es kann gezeigt werden, dass die Tomosynthese unter bestmöglicher Lagerung in der Detektion von Läsionen nur unwesentlich schlechter ist als die CT. In zwei Fällen ist die Tomosynthese der CT überlegen. In der Detektion von Läsionen ist die DT dem Röntgen unter bestmöglicher Lagerung weit überlegen.

Die Ergebnisse dieser Studie ordnen sich in den Kontext der bisherigen Studien ein. Die Tomosynthese ist der CT zwar unterlegen, aber in allen Fällen sensitiver als das konventionelle Röntgen.

4.4 Klinische Bedeutung der Ergebnisse

In der klinischen Diagnostik haben sich für die Beantwortung von akuten Fragestellungen stufendiagnostische Schemata bewährt. Die Stufendiagnostik erlaubt eine Geringhaltung der Dosis. Computertomographische Aufnahmen werden dann angefertigt, wenn die fehlende Tiefenauflösung in der Projektionsradiographie die Fragestellung nicht beantworten kann. Die Tomosynthese könnte hier eine zusätzliche Modalität darstellen, die zum Beispiel bei der Beantwortung von traumatischen Fragestellungen wie Scaphoidfrakturen eine Rolle spielt. Ferner könnten Fragestellungen hinsichtlich der Durchbauung von bereits bekannten Frakturen mittels Tomosynthese beantwortet werden, wenn aufgrund von implantierten Fremdmaterialien die Computertomographie wegen der Aufhärungsartefakte keine zuverlässigen Ergebnisse liefern kann. Erste Studienergebnisse hierzu sehen vielversprechend aus und suggerieren eine Verwendung der Tomosynthese auch in der Bildgebung von z. B. Hüftprothesen [16].

Eine weitere Anwendungsmöglichkeit der Tomosynthese stellt die Beurteilung und das Follow-up von degenerativen Veränderungen der Extremitäten bei rheumatischen Grunderkrankungen dar, da die Detektion von gelenknahen Läsionen hier eine gesonderte Wichtigkeit einnimmt. Insbesondere kleinere Läsionen in der Frühphase der Erkrankung konnten sich bislang einem Nachweis im Röntgen entziehen. Diese Lücke könnte in Zukunft durch die Tomosynthese geschlossen werden. Die in der Tomosynthese applizierte Dosis könnte diese bildgebende Modalität als Follow-up Untersuchung rechtfertigen und in der klinischen Routine etablieren.

4.5 Limitationen dieser Arbeit

Als Limitationen der Studie sind folgende Punkte anzuführen. Die Studie wird an Händen von post-mortem Körperspendern durchgeführt. Da die Hände vor der Untersuchung eingefroren sind, ist trotz Einhaltung aller Vorkehrungen zur Minderung der Gefrierschäden eine diesbezügliche Verfälschung nicht auszuschließen. Da alle Untersuchungen nacheinander durchgeführt werden ohne die Hand erneut einzufrieren, ist davon auszugehen, dass dieser Fehler zu vernachlässigen ist. Es handelt sich hierbei um einen systematischen Fehler, der sofern relevant, alle bildgebenden Verfahren gleichermaßen verfälscht.

Alle Körperspender sind adulte Spender ohne die Bekanntgabe etwaiger Vorerkrankungen, insbesondere rheumatoider Art. Auch dieser Fehler ist als systematischer Fehler zu verstehen, da er bei allen Untersuchungen gleichermaßen auftritt und das Gesamtergebnis nicht verfälscht.

Die Studie ist eine Querschnittsstudie zum Zeitpunkt X. Daher kann keine Follow-up Beurteilung oder Reevaluation bestehender Läsionen durchgeführt werden. Eine Observer-spezifizierte Qualitätskontrolle ist nicht möglich.

4.6 Schlussfolgerung

Die Bildqualität der rekonstruierten Studien der Tomosynthese ist stark abhängig von der Lagerung der Untersuchungsobjekte auf der Detektorplatte. Die zu untersuchende anatomische Struktur sollte in diesem Fall senkrecht zur Bewegungsachse der Röntgenröhre liegen, was einer parallelen Lage zur Rotationsachse der Röhre entspricht. Eine parallele Lage zur Bewegungsachse, insbesondere der Gelenkspalte, zeigt in allen Fällen dieser Studie eine deutlich eingeschränkte Bildqualität. Das Verhältnis der klinisch verwertbaren Studien zu denen, die klinisch nicht ausreichend beurteilbar sind, kann allein durch die unterschiedliche Lage auf der Detektorplatte von 13,75% auf 94,17% gesteigert werden. Eine Überlegung welche anatomische Struktur beurteilt werden soll und der daraus resultierenden Lageanpassung auf der Detektorplatte ist somit vor jeder Untersuchung unumgänglich.

Ferner ist bei Erhöhung der Dosis keine relevante Steigerung der Bildqualität zu verzeichnen, unter Umständen resultieren sogar Einschränkungen der Bildqualität, insbesondere bei kleinen Strukturen wie den Endgliedern ist eine Dosissteigerung sogar kontraproduktiv. Im Umkehrschluss bedeutet das eine weitere Möglichkeit der Dosiseinsparung der Tomosynthese in der muskuloskelettalen Bildgebung.

Die Tomosynthese ist den projektionsradiographischen Summationsbildern des konventionellen Röntgens in der Detektion von kleinen Läsionen in allen Fällen deutlich überlegen, da die Summation im Röntgenbild die Maskierung kleinerer Läsionen begünstigt.

Die Computertomographie ist der Tomosynthese in der Detektion von Läsionen zwar überlegen, doch die applizierte Dosis, die in der DT etwa der Dosis von zwei Röntgenaufnahmen entspricht, ist um ein vielfaches geringer. Die CT erfährt aus Gründen des Strahlenschutzes eine Einschränkung in der Verwendung der Detektion von z.B. erosiven Läsionen. Setzt man aber die Anzahl der detektierten Läsionen mit der applizierten Strahlung ins Verhältnis, so ist die Tomosynthese eine interessante, strahlenärmere und zuverlässige Form der Bildgebung dieser Läsionen. Die Sensitivität gegenüber kleinen Läsionen ist der der CT zwar weiterhin unterlegen. Dieser Umstand dürfte aber für die Beantwortung der meisten Fragestellungen vernachlässigbar sein.

5 Abschließende Zusammenfassung

In dieser Studie kann erstmals die strukturierte Untersuchung von Händen von post mortem Körperspendern durchgeführt werden. Das Studienmodell ermöglicht die mehrfache Untersuchung von Händen in unterschiedlichen bildgebenden Modalitäten ohne eine Dosisapplikation in lebenden Probanden.

Die strukturierte Untersuchung kann die starke Abhängigkeit der Bildqualität von der Lagerung des Untersuchungsobjektes auf der Detektorplatte belegen. Für die Untersuchung von Händen in der Tomosynthese ist es von immenser Bedeutung, die möglich auftretenden Artefakte zu kennen und zu verstehen, was eine Beurteilung der Auftretungswahrscheinlichkeit in Abhängigkeit der Lagerung erlaubt, Strategien zu deren Vermeidung ermöglicht und somit mit einer deutlich gesteigerten Bildqualität einhergeht.

Die beste Beurteilbarkeit von anatomischen Strukturen, wie z.B. Gelenkspalten kann nur gewährleistet werden, wenn diese parallel zur Rotationsachse verlaufen und somit senkrecht zur Bewegungsrichtung der Röntgenröhre ausgerichtet sind.

Die Steigerung der Röhrenstromstärke führt zu keiner wesentlichen Steigerung der Bildqualität, was der Strahlenhygiene dienlich ist. Für die Bildgebung von Händen sind eine Röhrenspannung von 35 KV und eine Röhrenstromstärke von 56 mAs ausreichend. Inwieweit eine zusätzliche Dosisreduktion bei gleichbleibender Bildqualität bzw. bei vernachlässigbar geringen Abstrichen in der Bildqualität erreicht werden kann, muss in anschließenden Studien eruiert werden.

Die DT ist dem konventionellen Röntgen aufgrund der zusätzlichen Tiefenauflösung deutlich überlegen. Die Ergebnisse legen den Einsatz in der Detektion von kleinsten ossären Läsionen, wie sie im Follow-up von z.B. entzündlich degenerativen Gelenkerkrankungen notwendig werden, nahe. Die CT wird für diesen Einsatzbereich auch in naher Zukunft, nicht zuletzt wegen ihrer hohen Strahlenintensität keine gravierende Rolle spielen. Unter Berücksichtigung aller Ergebnisse ist die Tomosynthese die geeignete bildgebende Methode der Wahl, wenn eine wiederholende Bildgebung von Gelenken erwünscht ist. Aufgrund der exzellenten Auflösung muss die Eignung der Tomosynthese auch für die traumatologische Bildgebung diskutiert und untersucht werden. In der traumatologischen Bildgebung mit unmittelbarem Einfluss auf die OP-Indikation muss davon ausgegangen werden, dass modalitätsbedingt die Tomosynthese die CT nicht ablösen kann. Ursächlich ist die eingeschränkte Tiefenauflösung

und die damit verbundene fehlende Möglichkeit der 3D-Rekonstruktion, was insbesondere in der präoperativen Planung ein größeres Manko darstellen kann.

Abschließend ist die Tomosynthese dennoch eine interessante und vielversprechende bildgebende Methode, deren weitere Evaluation hinsichtlich eines Einsatzes in der muskuloskelettalen Bildgebung lohnt.

6 Literaturverzeichnis

1. Aoki T, Fujii M, Yamashita Y et al. (2014) Tomosynthesis of the wrist and hand in patients with rheumatoid arthritis: comparison with radiography and MRI. *AJR Am J Roentgenol* 202:386-390
2. Asplund S, Johnsson AA, Vikgren J et al. (2011) Learning aspects and potential pitfalls regarding detection of pulmonary nodules in chest tomosynthesis and proposed related quality criteria. *Acta Radiol* 52:503-512
3. Asplund SA, Johnsson AA, Vikgren J et al. (2014) Effect of radiation dose level on the detectability of pulmonary nodules in chest tomosynthesis. *Eur Radiol* 24:1529-1536
4. Baker JA, Lo JY (2011) Breast tomosynthesis: state-of-the-art and review of the literature. *Acad Radiol* 18:1298-1310
5. Baldwin P (2009) Digital breast tomosynthesis. *Radiol Technol* 81:57M-74M
6. Båth M, Svåkvist A, Von Wrangel A et al. (2010) Effective dose to patients from chest examinations with tomosynthesis. *Radiat Prot Dosimetry* 139:153-158
7. Becht S, Bittner R, Ohmstede A et al. (2008, Seiten 62 ff.) *Lehrbuch der röntgendiagnostischen Einstelltechnik*. Springer Medizin Verlag, Heidelberg
8. Bijl N, Joemai RS, Mertens BA et al. (2013) Effect of dose reduction on image quality and diagnostic performance in coronary computed tomography angiography. *The International Journal of Cardiovascular Imaging* 29:453-461
9. Bohndorf K, Kilcoyne RF (2002) Traumatic injuries: imaging of peripheral musculoskeletal injuries. *Eur Radiol* 12:1605-1616
10. Cai Z, Bai EW, Wang G et al. (2010) Dose reduction with adaptive bolus chasing computed tomography angiography. *J Xray Sci Technol* 18:15-25
11. Canella C, Philippe P, Pansini V et al. (2011) Use of tomosynthesis for erosion evaluation in rheumatoid arthritic hands and wrists. *Radiology* 258:199-205
12. Chakraborty DP, Yester MV, Barnes GT et al. (1984) Self-masking subtraction tomosynthesis. *Radiology* 150:225-229
13. Dobbins JT, 3rd (2009) Tomosynthesis imaging: at a translational crossroads. *Med Phys* 36:1956-1967
14. Ghosh Roy DN, Kruger RA, Yih B et al. (1985) Selective plane removal in limited angle tomographic imaging. *Med Phys* 12:65-70
15. Gomi T (2011) X-ray Digital Linear Tomosynthesis Imaging for Artificial Pulmonary Nodule Detection. *J Clin Imaging Sci* 1:16
16. Gomi T, Hirano H (2008) Clinical potential of digital linear tomosynthesis imaging of total joint arthroplasty. *J Digit Imaging* 21:312-322
17. Hwang HS, Chung MJ, Lee KS (2013) Digital Tomosynthesis of the Chest: Comparison of Patient Exposure Dose and Image Quality between Standard Default Setting and Low Dose Setting. *Korean J Radiol* 14:525-531
18. Icrp (2007) Die Empfehlungen der Internationalen Strahlenschutzkommission (ICRP) von 2007. In: ICRP-Veröffentlichung. Deutsche Ausgabe herausgegeben vom Bundesamt für Strahlenschutz; http://www.icrp.org/docs/P103_German.pdf
19. James TD, McAdams HP, Song JW et al. (2008) Digital tomosynthesis of the chest for lung nodule detection: interim sensitivity results from an ongoing NIH-sponsored trial. *Med Phys* 35:2554-2557
20. Johnsson AA, Vikgren J, Bath M (2014) Chest tomosynthesis: technical and clinical perspectives. *Semin Respir Crit Care Med* 35:17-26
21. Johnsson AA, Vikgren J, Bath M (2014) A Retrospective Study of Chest Tomosynthesis as a Tool for Optimizing the use of Computed Tomography Resources and Reducing Patient Radiation Exposure. *Acad Radiol*

22. Karl JW, Swart E, Strauch RJ (2015) Diagnosis of Occult Scaphoid Fractures: A Cost-Effectiveness Analysis. *J Bone Joint Surg Am* 97:1860-1868
23. Kim SH, Jung SE, Oh SH et al. (2011) Effects of a radiation dose reduction strategy for computed tomography in severely injured trauma patients in the emergency department: an observational study. *Scand J Trauma Resusc Emerg Med* 19:67
24. Machida H, Yuhara T, Mori T et al. (2010) Optimizing parameters for flat-panel detector digital tomosynthesis. *Radiographics* 30:549-562
25. Mohindra N, Neyaz Z, Agrawal V et al. (2018) Impact of Addition of Digital Breast Tomosynthesis to Digital Mammography in Lesion Characterization in Breast Cancer Patients. *Int J Appl Basic Med Res* 8:33-37
26. Nguyen Q, Chaudhry S, Sloan R et al. (2008) The clinical scaphoid fracture: early computed tomography as a practical approach. *Ann R Coll Surg Engl* 90:488-491
27. Petritsch B, Kosmala A, Weng AM et al. (2017) Vertebral Compression Fractures: Third-Generation Dual-Energy CT for Detection of Bone Marrow Edema at Visual and Quantitative Analyses. *Radiology* 284:161-168
28. Ranger NT, Lo JY, Samei E (2010) A technique optimization protocol and the potential for dose reduction in digital mammography. *Med Phys* 37:962-969
29. Ruttimann UE, Groenhuis RA, Webber RL (1984) Restoration of digital multiplane tomosynthesis by a constrained iteration method. *IEEE Trans Med Imaging* 3:141-148
30. Semturs F, Sturm E, Gruber R et al. (2010) [Physical aspects of different tomosynthesis systems]. *Radiologe* 50:982-990
31. Singla D, Chaturvedi AK, Aggarwal A et al. (2018) Comparing the diagnostic efficacy of full field digital mammography with digital breast tomosynthesis using BIRADS score in a tertiary cancer care hospital. *Indian J Radiol Imaging* 28:115-122
32. Sujlana PS, Mahesh M, Vedantham S et al. (2018) Digital breast tomosynthesis: Image acquisition principles and artifacts. *Clin Imaging*
33. Wijetunga AR, Tsang VH, Giuffre B (2018) The utility of cross-sectional imaging in the management of suspected scaphoid fractures. *J Med Radiat Sci*
34. You JS, Chung SP, Chung HS et al. (2007) The usefulness of CT for patients with carpal bone fractures in the emergency department. *Emerg Med J* 24:248-250
35. Ziedses Des Plantes B (1932) Eine neue Methode zur Differenzierung in der Roentgenographie (Planigraphie). *Acta Radiol.* 13:182-192

7 Anhang

7.1 Bestätigung der Anzeige bei der Ethikkommission der Universität Lübeck



UNIVERSITÄT ZU LÜBECK

Universität zu Lübeck · Ratzeburger Allee 160 · 23538 Lübeck

Herrn Robert Duschka
Klinik für Radiologie und Nuklearmedizin

im Hause

nachrichtlich:

Herrn Prof. Barkhausen
Direktor der Klinik für Radiologie und Nuklearmedizin

Ethik-Kommission

Vorsitzender:
Herr Prof. Dr. med. Dr. phil. H. Raspe
Stellv. Vorsitzende
Frau Prof. Dr. med. M. Schrader
Universität zu Lübeck
Ratzeburger Allee 160
23538 Lübeck

Sachbearbeitung: Frau Janine Erdmann
Tel.: +49 451 500 4639
Fax: +49 451 500 3026
janine.erdmann@medizin.uni-luebeck.de

Aktenzeichen: 11-055A
Datum: 08. April 2011

Überlegenheit der Bildqualität der digitalen Tomosynthese gegenüber dem konventionellen Röntgen post mortem an den Händen von Körperspendern
Hier: Anzeige – Ihr Schreiben vom 17. März 2011

Sehr geehrter Herr Duschka,

mit Ihrem o.g. Schreiben informieren Sie die Ethik-Kommission über Ihr geplantes Vorhaben.

Es werden ausschließlich anonymisierte Daten verarbeitet.

Die Ethik-Kommission nimmt das von Ihnen in Ihrem Anschreiben beschriebene Vorhaben zur Kenntnis. Eine Behandlung im normalen Antragsverfahren wird nicht für notwendig erachtet.

Mit freundlichem Gruß bin ich

Ihr

(i.A. Dr. A. Hüppe)
Prof. Dr. med. Dr. phil. H. Raspe
Vorsitzender

7.2 Bestattungsgesetz des Landes Schleswig-Holstein

Auszüge aus dem Gesetz über das Leichen-, Bestattungs- und Friedhofswesen des Landes Schleswig-Holstein (Bestattungsgesetz - BestattG) in der Fassung vom 4. Februar 2005 (GVOBl). Schl.-H. S. 70), zuletzt geändert durch Gesetz vom 16. Februar 2009 (GVOBl). Schl.H. S. 56).

...

§2 Begriffsbestimmungen

Absatz 1:

Eine Leiche ist der Körper eines Menschen, bei dem sichere Todeszeichen bestehen oder der Tod auf andere Weise zuverlässig festgestellt wurde und bei dem der körperliche Zusammenhalt durch den Verwesungsprozess noch nicht vollständig aufgehoben ist. Kopf oder Rumpf als abgetrennte Teile des Körpers gelten als Leiche. Eine Leiche ist auch das Totgeborene im Sinne der Nummer 4.

Absatz 2:

Leichenteile sind mit Ausnahme des Kopfes und des Rumpfes alle übrigen abgetrennten Körperteile und abgetrennten Organe einer verstorbenen Person.

...

§9 Leichenöffnung

Absatz 1:

Die Leichenöffnung ist ein Eingriff

1. zur Aufklärung der Todesart, der den Tod bedingenden Grundleiden oder Zusammenhänge und der Todesursache (Obduktion) oder
2. zu Zwecken der Forschung und Lehre über den Aufbau des menschlichen Körpers (anatomische Leichenöffnung).

Die Obduktion darf nur von oder unter der Aufsicht von ärztlichen Personen vorgenommen werden, die die Anerkennung zum Führen der Gebietsbezeichnung Pathologie oder Rechtsmedizin besitzen. Eine anatomische Leichenöffnung darf auch von oder unter der

Aufsicht von Hochschullehrerinnen oder Hochschullehrern der Anatomie vorgenommen werden.

...

Absatz 3:

Eine anatomische Leichenöffnung ist zulässig, wenn

1. die verstorbene Person zu Lebzeiten schriftlich bestimmt hat, ihren Körper zu Forschungs- oder Demonstrationszwecken einer wissenschaftlich- medizinischen Einrichtung zu überlassen (Körperspenderin oder Körperspender) und
2. die Leichenschau stattgefunden hat und ein natürlicher Tod vorliegt oder die Staatsanwaltschaft die Leiche freigegeben hat.

...

Absatz 6:

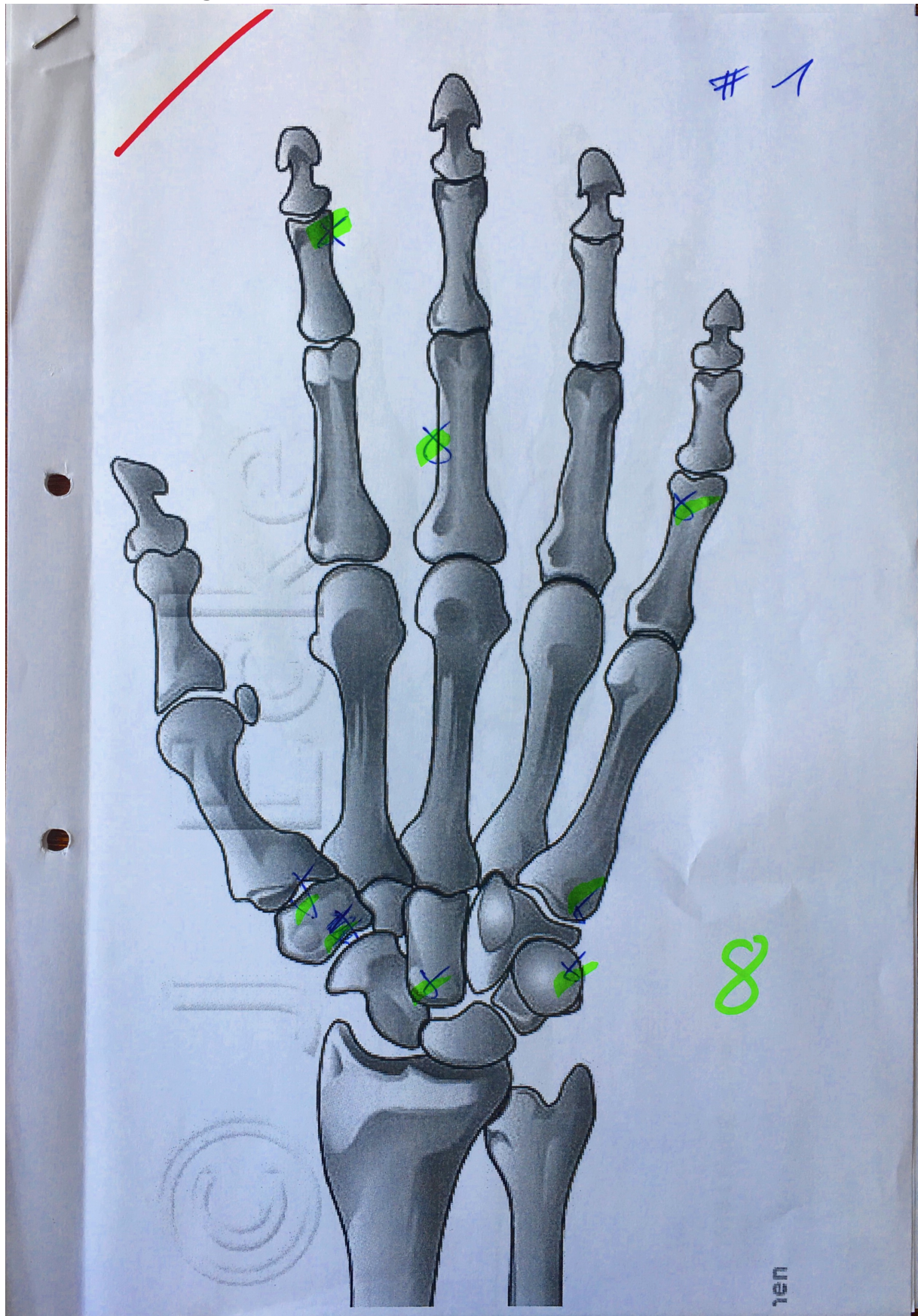
Bei der Leichenöffnung dürfen die zur Untersuchung erforderlichen Organe und Gewebe entnommen werden. Soweit es für die Zwecke nach Absatz 1 erforderlich ist, dürfen Leichenteile zurückbehalten werden.

Absatz 7:

Bei der anatomischen Leichenöffnung gilt Absatz 6 Satz 2 auch für die Leiche. Soweit diese nicht mehr für Zwecke nach Absatz 1 Nr. 2 verwendet wird, gilt § 13 Abs. 1. Abweichend von § 13 Abs. 2 veranlasst die Einrichtung die Bestattung. § 13 Abs. 2 Satz 7 und 8 gilt entsprechend. Bestattungspflichtige haben der Einrichtung die Kosten der Bestattung zu erstatten; eine auf einem anderen Gesetz oder Rechtsgeschäft beruhende Verpflichtung, die Kosten der Bestattung zu tragen, bleibt unberührt.

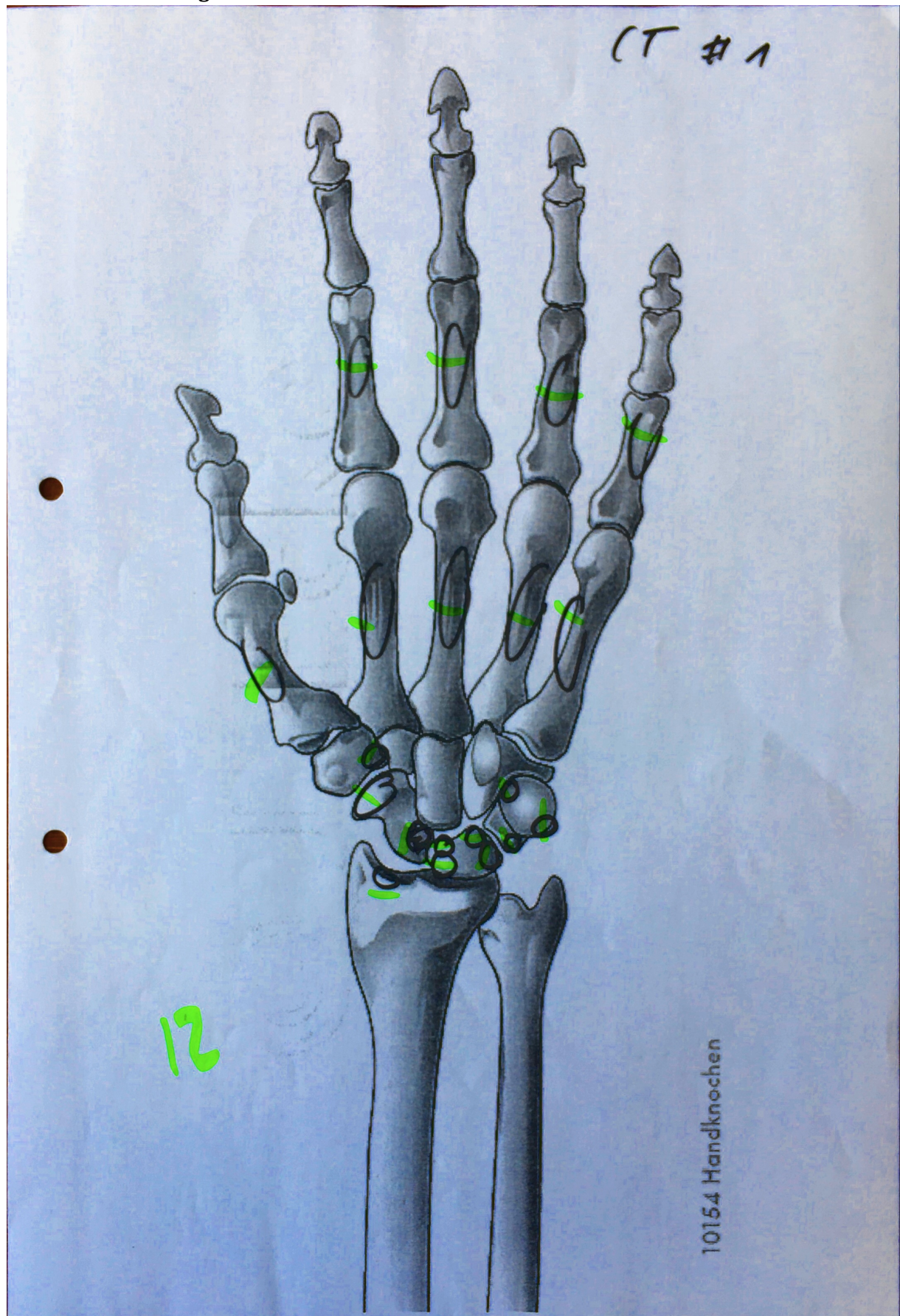
7.3 Layout der Auswertebögen für CR, DT und CT

7.3.1 Auswertebogen CR



This anatomical drawing shows the bones of the hand, specifically the metacarpals and phalanges. The bones are labeled with handwritten blue ink: '1' for the thumb, '2' for the index finger, '3' for the middle finger, '4' for the ring finger, and '5' for the pinky. A red checkmark is drawn in the upper right corner, indicating that the drawing is complete or correct. The drawing is oriented vertically, with the thumb at the top and the pinky at the bottom.

7.3.3 Auswertebogen CT



7.4 Originalgrafik „Handknochen“ von Julius Ecke und Erlaubnis zur Verwendung

Julius Ecke <info@julius-ecke.de>
An: Robert Duschka <Robert.Duschka@uksh.de>
Re: Verwendung einer ihrer Grafiken. Bitte um Erlaubnis

6. November 2012 14:19

1 Anhang, 120 KB

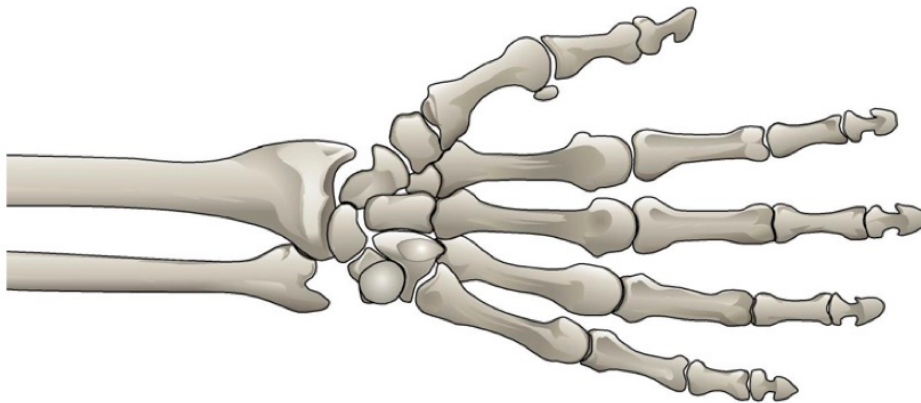
Sehr geehrter Herr Duschka,

gerne erlaube ich Ihnen mit Urhebernennung: Illustration: www.julius-ecke.de zu Grafik "Handknochen" die einmalige, nichtkommerzielle Verwendung für den Zweck Ihrer Arbeit zur Doktorwürde wie beschrieben. Damit werden keine weiteren Urheberrechte bekannter oder unbekannter Art übertragen! Anbei die Grafikdatei ohne Wasserzeichen.

Für Ihre Doktorarbeit wünsche ich Ihnen viel Erfolg!

Mit besten Grüßen

Julius Ecke



Julius Ecke
Paradiesstraße 9
80538 München

Telefon 089 - 228 35 83
Fax 089 - 29 16 98 13

E-Mail: info@julius-ecke.de
Internet: <http://www.julius-ecke.de/>

Die Information in dieser eMail ist streng vertraulich und richtet sich ausschließlich an den vorgesehenen Empfänger.
Alle anderen Empfänger sind nicht berechtigt, den Inhalt zu veröffentlichen, weiterzugeben, zu kopieren oder sonst zu nutzen.
The information in this email contains confidential information intended only for the addressee.
All other recipients are prohibited from disclosing, copying, using or distributing the contents.

Am 06.11.2012 um 13:52 schrieb Robert Duschka:

Sehr geehrter Hr. Ecke,

vielen Dank für das nette Telefongespräch. Hiermit möchte ich höflich um die Freigabe zur Verwendung einer Ihrer Grafiken bitten (die betreffende Grafik habe ich im Anhang mitgeschickt).

Die Grafik soll im Rahmen meiner medizinischen und wissenschaftlichen Arbeit zur Erlangung der Doktorwürde verwendet werden. Es geht darum, dass kleinste Knochenveränderungen von Händen in Röntgenbildern, CT-Bildern und Tomosynthesebildern auf einer neutralen Grafik markiert und für einen unabhängigen Auswerter zählbar gemacht werden können.

Die Grafik soll als beispielhafte Abbildung im Material und Methodenteil und/ oder ggf. im Ergebnisteil der Arbeit eine Verwendung finden um dem Leser das Prinzip der Auswertung näher zu bringen. Das Urheberrecht bleibt uneingeschränkt bei Ihnen, was den Verweis im Quellenverzeichnis mit einschließt. Eine Verwendung für kommerzielle Veröffentlichungen in jeglicher Art ist nicht geplant.

Über die Freigabe zur Verwendung Ihrer Grafik in der Doktorarbeit würde ich mich sehr freuen.

Mit freundlichem Gruß,

Robert L. Duschka

8 Danksagungen

Die vorliegende Dissertation entstand im Institut für Radiologie und Nuklearmedizin des Universitätsklinikums Schleswig-Holstein, Campus Lübeck.

Mein besonderer Dank gilt Prof. Dr. med. Jörg Barkhausen, dem Leiter der Klinik für Radiologie und Nuklearmedizin für die Ermöglichung dieser Arbeit, das Vertrauen und den uneingeschränkten Zugangsmöglichkeiten zu den Gerätschaften, insbesondere nachts und an den Wochenenden.

Für die Betreuung der Arbeit und die Geduld danke ich dem Radiologen PD Dr. med. Jan Peter Goltz.

Den Radiologen Prof. Dr. med. Florian Vogt, Dr. med. Martin Simon und Dr. med. Peter Bischoff danke ich für die Hilfe bei der Beurteilung der Bilddaten.

Weiterhin gilt mein Dank dem Institut für Anatomie der Universität zu Lübeck für die gute Zusammenarbeit und das zeitweise Überlassen der anatomischen Präparate. Im Speziellen danke ich Prof. Dr. Lüder Busch für die Ermöglichung der Arbeit und Frau Jana Maynicke sowie Frau Nadine Teletzky für die Präparation.

Für die statistische Beratung danke ich Dr. rer. pol. Reinhard Vonthein.

Meinen lieben Eltern und meiner Schwester danke ich für die Geduld, die sie jahrelang mit mir und dem Thema „Doktorarbeit“ gehabt haben.

Susann – danke für das Verständnis, die Unterstützung, die Geduld, die Kraft und die Liebe.